



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ciencias Físicas

Escuela Académico Profesional de Física

**Resultados obtenidos de la evaluación en protección
radiológica en el Servicio de Radiodiagnóstico de la
Clínica Universitaria**

MONOGRAFÍA TÉCNICA

Para optar el Título Profesional de Licenciada en Física

AUTOR

Yazmyn Lizette PARAGUAY VILLA

ASESOR

José Fernando MÁRQUEZ PACHAS

Lima, Perú

2009



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Paraguay, Y. (2009). *Resultados obtenidos de la evaluación en protección radiológica en el Servicio de Radiodiagnóstico de la Clínica Universitaria*. Monografía Técnica para optar el título profesional de Licenciada en Física. Escuela Académico Profesional de Física, Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Lima, Perú.

RESUMEN

El empleo indiscriminado de los rayos x, las sustancias radiactivas en la medicina y las técnicas que sirven de herramientas para un uso beneficioso, se ven presentes en la aparición de numerosas alteraciones patológicas en la piel, huesos, sangre y muchos otros factores, entre el personal que mas asiduamente lo maneje. Es por ello que las medidas de protección radiológica no pueden basarse en fundamentos dudosos.

En el presente trabajo, se hace una revisión de los principios físicos básicos en la producción de rayos x, su aplicación en radiodiagnóstico y su forma de protegernos. Se evalúa todos los aspectos relacionados a la protección radiológica en el Servicio de Radiología de la Clínica Universitaria de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos. También, se realiza el control de calidad de los equipos de radiología dental y convencional, y la evaluación de dosis entrada superficie para los exámenes realizados en ambos equipos.

Los resultados demostraron que los niveles de dosis entrada superficie (DES) son adecuados, encontrándose dentro de los valores de referencia recomendados por los protocolos de *Control de Calidad en Radiodiagnóstico*. También, los resultados del levantamiento radiométrico de las áreas de trabajo muestran que los valores de dosis se encuentran dentro de los límites indicados por las Normas Básicas Internacionales de Seguridad (IAEA: NBS 115).

ÍNDICE

Resumen	2
Introducción	6
 CAPITULO I: FUNDAMENTO TEÓRICO	 7
I.1. Producción de rayos x	8
I.1.1. Radiación Bremsstrahlung	8
I.1.2. Radiación Característica	12
I.1.3. Espectros de energía	15
I.1.4. Factores que afectan el espectro de emisión	17
I.1.4.1. Influencia de la corriente	17
I.1.4.2. Influencia del potencial	18
I.1.4.3. Influencia de la filtración	19
I.1.4.4. Influencia del material del blanco	20
I.1.4.5. Influencia de la forma de onda del voltaje	21
I.1.5. Cantidad y Calidad de rayos x	21
I.2. Equipo generador de Rayos x	22
I.2.1. Tubo de rayos x	22
I.2.1.1. La coraza	23
I.2.1.2. La ventana	23
I.2.1.3. El aceite	24
I.2.1.4. Tubo de vidrio	24
I.2.1.5. Cátodo	24
I.2.1.6. Ánodo	25
I.2.2. Consola de control	26
I.2.3. Sección de alto voltaje	26
I.2.4. Técnicas de diagnostico por imagen	27
I.2.4.1. La Radiografía convencional	27
I.2.4.2. La radiografía con película intraoral	28
I.2.4.3. La radiografía panorámica con tubo de rayos x	28
I.2.4.4. La pantomografía	28
I.2.5. Radiación dispersa	29
I.3. Protección Radiológica en Radiodiagnóstico	30
I.3.1. Principios fundamentales de Protección Radiológica	30

I.3.1.1. Justificación	30
I.3.1.2. Optimización	31
3.1.3. Limitación de dosis	31
I.3.2. Aspectos Generales de Seguridad	32
I.3.2.1. Áreas de trabajo	32
I.3.2.2. Condiciones de exposición	32
I.3.2.3. Cultura de protección radiológica	32
I.3.3. Medidas generales de Protección Radiológica	33
I.4. Procedimiento de Protección Radiológica	34
I.4.1. Procedimientos de Protección Radiológica en Radiología General	34
I.4.2. Procedimientos de Protección Radiológica en Radiología Dental	34
I.4.3. Protección al paciente	35
I.5. Garantía de Calidad en radiodiagnóstico	36
I.5.1. Control de calidad en equipamiento y sistemas	37
 CAPITULO II. PROCEDIMIENTOS Y RESULTADOS	 39
II.1. INSTRUMENTACION Y MATERIALES	39
II.1.1. Procedimientos	40
II.1.1.1. Condiciones generales de la instalación	40
II.1.1.2. Levantamiento de niveles de radiación	41
II.1.1.3. Parámetros de Evaluación del equipo	41
II.1.1.4. Procedimientos de trabajo del personal	41
II.1.1.5. Entrenamiento en Protección Radiológica	42
II.1.2. Resultados	42
II.1.2.1. Equipo de Radiología convencional	42
II.1.2.2. Equipo de Radiología Dental	45
 CAPITULO III: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	 47
III.1. Niveles de Radiación	47
III.2. Dosis Entrada superficie	47
III.2.1. En Radiología Convencional	47
III.2.2. En Radiología Dental	48
III.3. Control de Calidad	48

CAPITULO IV: BIBLIOGRAFIA

49

ANEXOS

- A. Evaluación de parámetros de evaluación en la instalación del equipo generador de rayos x 50
- B. Tabla de evaluación de los diferentes exámenes que e realizan en el servicio con sus respectivos parámetros técnicos a evaluar. 53
- C. Tabla de evaluación para dosimetría en pacientes 54
- D. Evaluación de Negatoscopios 55

INTRODUCCION

Los rayos x constituyen una herramienta muy eficaz en radiodiagnóstico, para el estudio y diagnóstico de enfermedades que en conjunto con un análisis clínico resulta indispensable en el estudio de enfermedades. Es por ello que se deben estudiar las bases físicas y los criterios generales de la protección radiológica en radiodiagnóstico para un buen uso de estos.

La protección radiológica tiene por finalidad la protección de los individuos y el medio ambiente de los riesgos derivados de aquellas actividades que debido a los equipos o materiales que utilizan suponen la presencia de radiaciones ionizantes. Para alcanzar ello, la International Commission on Radiological Protection ICRP en su publicación nº 26 propone la adopción del Sistema de limitación de dosis, que es la filosofía actual de la Protección Radiológica.

En la práctica, la Protección Radiológica tiene como objetivos prevenir la incidencia de los efectos deterministas (no estocásticos) y limitar la probabilidad de aparición de los efectos estocásticos a niveles que se consideren aceptables, en comparación con los riesgos que implican otras actividades humanas; así como asegurar que las actividades que implican exposición de los individuos a las radiaciones, estén justificadas.

En general, para conseguir estos objetivos bastaría con atenerse estrictamente a tres criterios o principios básicos:

1. No debe adoptarse ninguna práctica con radiaciones ionizantes que no conlleve un beneficio neto positivo para el individuo o la especie humana como conjunto.
2. Todas las exposiciones a la radiación deben mantenerse tan bajas como sea razonablemente posible conseguir, teniendo en cuenta factores económicos y sociales, principio conocido como concepto ALARA (As Low As Reasonably Achievable).
3. La dosis equivalente recibida por los individuos no debe exceder los límites establecidos para cada circunstancia.

Es por ello, que todo Servicio de Radiología en el cual se trabaja con Radiaciones Ionizantes deberá ser diseñado bajo criterios de protección radiológica y los equipos, accesorios y metodologías que acrediten el cumplimiento de éstas. En nuestro país, la Oficina Técnica de

la Autoridad Nacional (OTAN) del Instituto Peruano de Energía Nuclear, es el ente regulatorio que fiscaliza su cumplimiento.

La clínica universitaria de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos cuenta con un equipo de radiología dental y uno convencional; y en consecuencia esta sujeta a la aplicación de los principios de protección radiológica.

En el presente trabajo se ha realizado un “Programa de Control de Calidad y Dosimetría en Radiología” para verificar los aspectos de protección radiológica que se aplican en este servicio.

I. FUNDAMENTO TEORICO

Los rayos x constituyen la radiación electromagnética correspondiente a una región del espectro por encima de la banda ultravioleta, que corresponde a una energía entre 10^2 eV y 10^6 eV o a una frecuencia entre 10^{16} s⁻¹ y 10^{12} s⁻¹. Dado que los rayos x son mucho más energéticos que los fotones de luz visible, tienen propiedades notablemente diferentes como es la de atravesar espesores considerables de materia opaca a la luz. Esta propiedad ha permitido utilizarlos, por ejemplo, en medicina para obtener imágenes de la estructura interna del cuerpo humano (radiodiagnóstico)¹.

El fundamento del radiodiagnóstico consiste en la producción de radiación de características lo mas homogénea posible que atraviesa la zona del organismo sometida a examen, donde se absorbe en mayor o menor proporción, según las características de las estructuras anatómicas que se encuentre a su paso.

I.1. PRODUCCIÓN DE RAYOS X

Los rayos x son radiaciones electromagnéticas ionizantes generadas en algunos procesos de interacción entre partículas cargadas, así como en los procesos de captura electrónica y conversión interna. La probabilidad de ocurrencia de los procesos de interacción de las partículas cargadas incidentes sobre la materia que involucren la producción de rayos x, depende de la energía de la partícula y del número atómico efectivo del material que interactúa.

Para la producción de rayos x es frecuente el empleo de electrones. Cuando los electrones interactúan con la materia, tienen energía en el rango de unos millones de electrón voltios, estos pierden energía por algunos procesos, tales como: interacción de electrones a través de ionización y/o excitación de átomos, interacción de colisión con el núcleo¹.

Existen dos mecanismos diferentes por el cual se producen rayos x. Uno dado por la radiación Bremsstrahlung y el otro por radiación característica.

I.1.1. Radiación Bremsstrahlung

El proceso de Bremsstrahlung (radiación de frenado) es el resultado de una colisión (interacción) entre un electrón de alta velocidad y un núcleo. El electrón pasa cerca del núcleo y sufren una deflexión en su trayectoria por acción de una fuerza coulombiana de atracción en donde pierde energía².

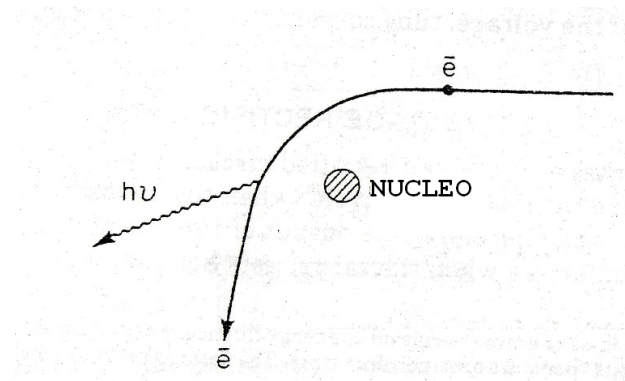


Figura I. 1 Ilustración del proceso Bremsstrahlung.

La distancia entre los electrones y el núcleo determina la energía perdida durante el proceso, debido a que la fuerza coulombiana de atracción incrementa con el inverso del cuadrado de la distancia de interacción. En distancias relativamente grandes con el núcleo, la fuerza de atracción es débil. Este encuentro produce una pérdida de energía.

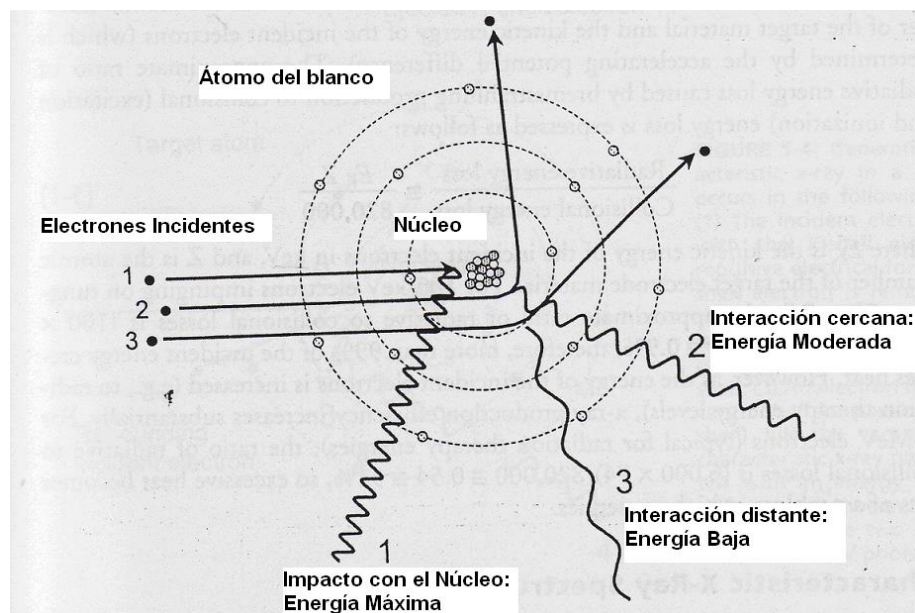


Figura I.2 Interacción de electrones energéticos con el núcleo del átomo en el material del blanco. A una distancia próxima, el núcleo positivo atrae al electrón negativo, causando una redirección, dando como resultado una pérdida de energía cinética que es convertida en rayos x. La energía de rayos x depende de la distancia de interacción entre el núcleo y el electrón, esto decrece cuando la distancia incrementa.

Para una distancia de interacción próxima entre el electrón y el núcleo (Figura I.2, electrón incidente 1), la fuerza se incrementa, la trayectoria del electrón sufre un cambio muy drástico y una mayor pérdida de energía cinética, esta interacción produce rayos x de alta energía; en un impacto directo de un electrón con el núcleo del blanco produce una pérdida total de su energía cinética, en esta situación, se produce rayos x de energías muy elevadas. La probabilidad que un electrón impacte directamente con el núcleo es muy baja, simplemente porque el átomo ocupa un espacio vacío y la sección transversal nuclear es muy pequeña³.

Un espectro Bremsstrahlung muestra la distribución de fotones de rayos x como una función de la energía. Como dijimos anteriormente el resultado de estas interacciones nos da una pérdida total o parcial de la energía del electrón. Además, la dirección de emisión de un fotón Bremsstrahlung depende de la energía de los electrones incidentes (figura I.3). Para energías por debajo de 100 keV, los rayos X se emiten más o menos igual en todas las direcciones. En tubos de rayos x es técnicamente beneficioso obtener un haz de rayos x en el mismo lado del tubo; totalmente diferente a un Acelerador donde utilizan energías muy elevadas (megavoltios) en el tubo de rayos x donde el bombardeo de electrones al blanco se hace en un lado del tubo y el haz de rayos x es emitido en el otro lado del tubo.

La pérdida de energía de electrones depende del cuadrado del número atómico Z^2 . La probabilidad de emisión de un Bremsstrahlung por átomo es proporcional a Z^2 del material del blanco. Sin embargo la eficiencia de la producción de rayos x depende del número atómico y la energía cinética de los electrones incidentes (voltaje aplicado al tubo).

La relación aproximada de pérdida de energía radiactiva causada por una colisión de Bremsstrahlung (ionización y excitación) se define de la siguiente manera^{3, 4}:

$$\frac{\text{Pérdida de Energía Radiactiva}}{\text{Pérdida de energía por Colision}} = \frac{E_k Z}{820,000}$$

Donde E_k es la energía cinética de los electrones incidentes en keV; y Z es el número atómico del material del ánodo. A partir de esta ecuación, se deduce, que la eficiencia de la producción de rayos x de un blanco de Tungsteno ($Z = 74$) para electrones acelerados con 100kV es menor que 1%, el resto de la energía de entrada (~99%) aparece como calor.

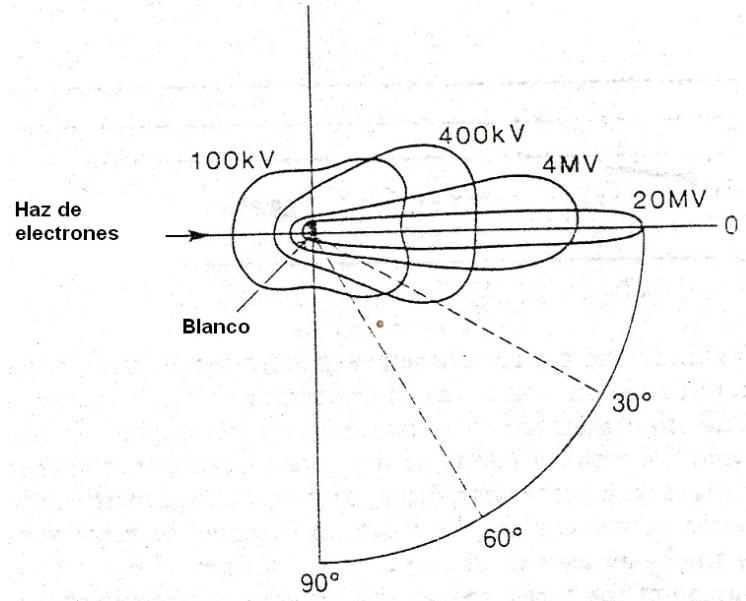


Figura I. 3 Ilustración esquemática de una distribución espacial de rayos x alrededor del blanco.

Heitler definió la sección transversal de Bremsstrahlung, σ , para la emisión de fotones por un electrón de energía cinética T_i en términos de la diferencial de una sección transversal por unidad de área⁵:

$$\sigma = \int \Phi(h\nu, T_i) \frac{d(h\nu)}{T_i}$$

Donde $\Phi(h\nu, T_i)$ es la sección transversal diferencial por emisión en la energía $h\nu$ a $h\nu+d(h\nu)$. El número de fotones Bremsstrahlung con energía comprendido entre $h\nu$ y $h\nu+d(h\nu)$ emitido por el blanco es entonces:

$$N^{emit}(h\nu).d(h\nu) = \left(d_x n \int_0^\infty dx \int_{h\nu/T_0}^1 \frac{\Phi(h\nu, T_i(u))}{T_i(u)} f^{(\Lambda, T_0)}(u, x) du \right) . d(h\nu)$$

Donde $N^{emit}(h\nu)$ es el número de densidad de fotones emitidos y $f^{(\Lambda, T_0)}(\mu, x)$ “densidad conjunta de frecuencia”. La densidad conjunta de frecuencia es el número de densidad de electrones que ocupa una posición a una profundidad x , con una fracción μ de su energía cinética incidente, T_0 .⁽¹⁰⁾ La constante n y d_x es el número de densidad del átomo del blanco y la desviación media respectivamente. Los superíndices de los conjuntos de frecuencia, Λ y T_0 se refieren a los puntos de cortes superior e inferior en la energía de electrones, respectivamente.

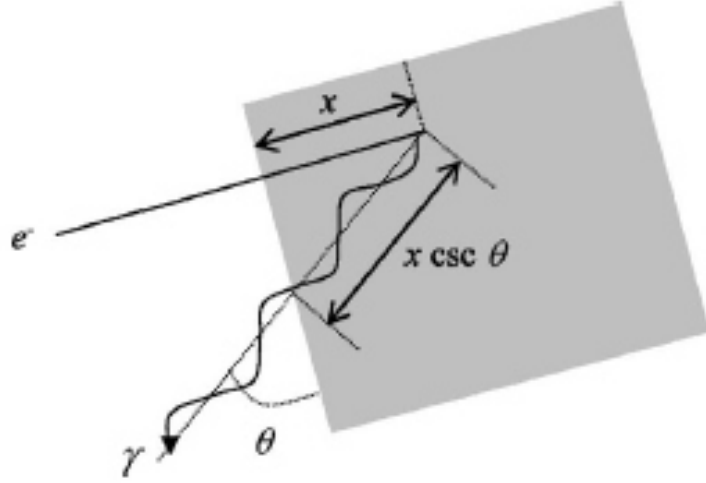


Figura I.4 Haz de electrones, blanco y emisión geométrica Bremsstrahlung.

Para un blanco que no es delgado, el espectro que sale del blanco no corresponde a la emitida dentro de ella, debido a la filtración del material del blanco. El espectro filtrado puede ser descrito en términos de un número filtrado de densidad.

$$N^{filt}(h\nu, \theta) = \left(d_x n \int_0^\infty dx \int_{h\nu/T_0}^1 \frac{\Phi(h\nu, T_i(u))}{T_i(u)} f(u, x) F(h\nu, x, \theta) du \right)$$

Donde $F(h\nu, x, \theta)$ es la fracción de fotones de energía $h\nu$ que escapa del blanco, dado que ellos son emitidos a una profundidad x , bajo un ángulo θ con respecto a la superficie del blanco. El esquema esta ilustrado en la figura I.4, cuando la longitud del camino de un fotón de Bremsstrahlung en el blanco se calcula usando la profundidad a la que ha sido emitido, x , y una geometría simple, esto permite que la fracción de escape se aproxime como:

$$F(h\nu, x, \theta) = \exp(-\mu_w(h\nu) x \csc \theta)$$

Donde $\mu_w(h\nu)$ es el coeficiente de atenuación para un fotón de energía $h\nu$ en Tungsteno. La densidad del número de fotones observado difiere de la densidad de filtración añadida debido a la filtración y a la geometría de la detección. Por debajo de un rango de energía de los MeV la emisión Bremsstrahlung es bastante isotrópica y en un blanco con un elevado Z , la mayoría de la anisotropía residual es borrosa debido a una múltiple dispersión elástica. El número observado de la densidad Bremsstrahlung es aproximada:

$$N^{obs}(h\nu, \theta) = GH(h\nu) \left(d_x n \int_0^\infty dx \int_{h\nu/T_0}^1 \frac{\Phi(h\nu, T_i(\mu))}{T_i(\mu)} \times f(\mu, x) F(h\nu, x, \theta) du \right)$$

Donde

$$G = \frac{A_d}{4\pi d^2} \quad \text{y} \quad H(h\nu) = \exp\left(-\sum_i \mu_i(h\nu) t_i\right)$$

Con $\mu_i(h\nu)$ coeficiente de atenuación lineal para un material, i , de espesor t_i , d es la distancia foco detector y donde A_d es el área de detección. Se ha hecho una suposición que los fotones dispersos en el blanco y la filtración no contribuyen a la medida del espectro.

I.1.2. Radiación Característica

Los electrones incidentes en el blanco también producen rayos x característicos (figura I.5). Un electrón con una energía cinética E_o interactúa con los átomos del blanco desplazándolo de su orbita, tal como un electrón K, L o M dejando al átomo ionizado. El electrón retrocede desde la colisión con una energía $E_o - \Delta E$, donde ΔE es la energía dada por el electrón orbital.

El lugar vacío será ocupado por un electrón de una orbita mas externa y la diferencia de energía se emitirá como un fotón en forma de radiación. La diferencia de energía entre dos estados depende del tipo de átomo por lo que el fotón emitido se denomina Radiación Característica y se produce cuando la energía cinética del electrón es suficiente para desplazar a los electrones que se encuentran en las capas mas internas del átomo (ánodo)².

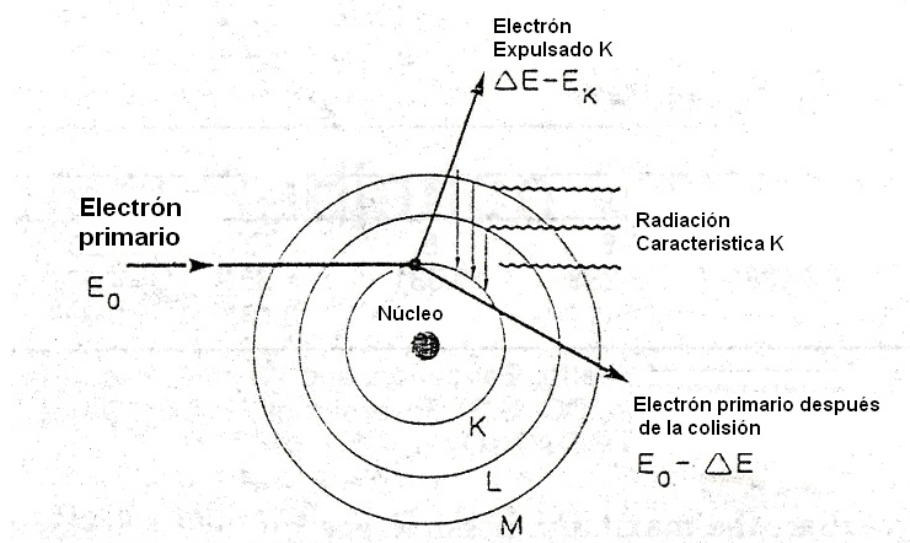


Figura I.5 Producción de radiación x característica

En la tabla I.1 se muestra la radiación característica producida en un blanco de Tungsteno.

Tabla N° I.1. Principales energías de rayos x característicos para Tungsteno.

	Líneas	Transición	Energía (keV)
Serie K	$K\beta_2$	$N_{III} - K$	69.09
	$K\beta_1$	$M_{III} - K$	67.23
	$K\alpha_1$	$L_{III} - K$	59.31
	$K\alpha_2$	$L_{II} - K$	57.97
Serie L	$L\gamma_1$	$N_{IV} - L_{II}$	11.28
	$L\beta_2$	$N_V - L_{III}$	9.96
	$L\beta_1$	$M_{IV} - L_{II}$	9.67
	$L\alpha_1$	$M_V - L_{III}$	8.40
	$L\alpha_2$	$M_{IV} - L_{III}$	8.33

(Datos obtenidos del Departamento de Salud, Educación y Bienestar Social de EEUU. Radiological health Handbook. Red. ed. Washington, DC: US Government Printing Office, 1970)

A diferencia de la radiación Bremsstrahlung, la radiación característica o rayos x característicos son emitidos con energías discretas. Si la transición implica un electrón que desciende desde una capa L a la capa K, entonces el fotón emitido tiene una energía $h\nu = E_K - E_L$, donde E_K y E_L son las energías de ligadura de los electrones de las capas K y L respectivamente. La energía umbral que un electrón incidente posee en la primera banda es llamada energía de absorción crítica. Esta energía está dada para algunos elementos en la tabla I.2.

Tabla I.2. Energía de Absorción Crítica (keV).

	Elementos											
Nivel	H	C	O	Al	Ca	Cu	Sn	I	Ba	W	Pb	U
Z	1	6	8	13	20	29	50	53	56	74	82	92
K	0.0136	0.283	0.531	1.559	4.038	8.980	29.190	33.164	37.41	69.508	88.001	115.59
L				0.087	0.399	1.100	4.464	5.190	5.995	12.090	15.870	21.753

(Datos obtenidos del Departamento de Salud, Educación y Bienestar Social de EEUU. Radiological health Handbook. Red. ed. Washington, DC: US Government Printing Office, 1970)

El cálculo de los componentes de un espectro de rayos x característico es complicado por el hecho que estos rayos x son generados por dos procesos con el blanco: impacto de ionización y absorción fotoeléctrica.

El número de densidad de fotones K-fluorescentes observados en la i-énima línea K de transición, directamente hasta una emisión indirecta, puede ser expresado como:

$$N_i^{indir}(hv) = \delta(hv - hv_i) \int_{hv_k}^{T_0} d(hv') N^{emit}(hv') P_i$$

Donde P_i es la probabilidad de un fotón emitido de un fotón característico observado de la i -énima línea K y $h\nu_k$ es el nivel K de energía. Esta probabilidad ha sido descompuesto dentro de varios pasos de procesos físicos, como:

$$P_i = P_{abs} P_{ion} P_{flu} P_{ith} P_{obs}$$

La probabilidad que un fotón emitido cerca de la superficie es absorbido en un blanco semi-infinito, es:

$$P_{abs} \sim 1/2$$

La probabilidad que un fotón absorbido, de energía por encima del nivel K, resulte en una ionización en la capa K es aproximadamente:

$$P_{ion} \equiv f_k = \frac{r_k - 1}{r_k}$$

Donde r_k es el factor de discontinuidad del nivel K (~ 4.4 para tungsteno). La probabilidad de una fluorescencia K de una ionización en la capa K (producción fluorescente) es:

$$P_{flu} \equiv \omega_k = 1 - f_{Auger}$$

Donde f_{auger} es la fracción de ionización que resulta en un electrón Auger. La probabilidad de una fluorescencia K en la i -énima línea, dado que la fluorescencia K ocurra, se escribe en la siguiente notación

$$P_{ith} = f_i$$

La probabilidad de detección para una fluorescencia, ignorando la atenuación de la fluorescencia en el blanco, es simplemente:

$$P_{obs} = GH(hv)$$

Donde $H(hv)$ y G se discutió anteriormente.

Este componente de fluorescencia es generado próximo a la superficie del blanco. Esto además muestra experimentalmente que la razón de radiación característica directa o indirecta

no es muy variable, para un material conocido, sobre el rango del potencial del tubo. ^{6, 7} De esta forma:

$$N^{cart}(h\nu) \approx GH(h\nu)(1+P)(\frac{1}{2} \sum_k f_k \omega_k) \times \sum_i^{f_i} \delta(h\nu - h\nu_i) \int_{h\nu_k}^{T_0} N^{emit}(h\nu) d(h\nu)$$

Con solo un parámetro libre, P, aparentemente, el residuo existente prescrito por experiencia o teoría. La producción de rayos x en un tubo de rayos x es mayormente el resultado de la interacción electrón- electrón. Sin embargo, la interacción rayos x Bremsstrahlung – electrón vía efecto fotoeléctrico también contribuyen a las características de producción de rayos x.

I.1.3. Espectro de energía

El espectro de energía de un haz de rayos x describe el número de fotones de Rayos x generados de cada energía sobre el rango total de energía del haz. La selección de un espectro óptimo para un procedimiento clínico específico debe tomar en consideración no sólo los requisitos para el contraste sino también obtener la penetración necesaria a través de la sección del cuerpo y limitar la dosis de la radiación al paciente. Los fotones de rayos x producidos por un equipo de rayos x presenta una distribución discreta y continua en energía. El espectro de energía muestra una distribución continua de energía para los fotones Bremsstrahlung superpuestos por radiación característica de energías discretas.

Asumiendo que el haz no presenta filtración ya sea inherente o añadida, el cálculo del espectro de energía sería una línea (la línea punteada que se muestra en la figura I.6) y matemáticamente nos da la ecuación de Kramer:

$$I_E = KZ(E_m - E)$$

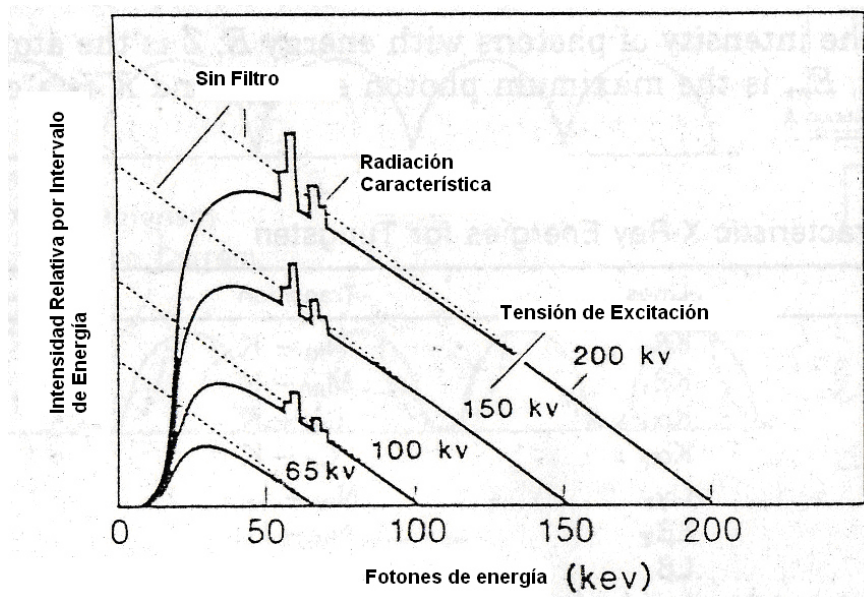


Figura I.6 Distribución espectral de rayos x calculado para un blanco de Tungsteno. Las líneas punteadas pertenecen al espectro sin filtro y las otras curvas pertenecen a un espectro con un filtro de 1mm de Aluminio.

Donde I_E es la intensidad de fotones con energía E , Z es el número atómico del blanco, E_m es el fotón de energía máximo y K es una constante. La energía máxima que un fotón Bremsstrahlung puede tener es igual a la máxima energía del electrón incidente. La máxima energía en keV es numéricamente igual a los kilovoltios pico aplicado (kVp), la forma de un espectro de rayos x es el resultado del voltaje aplicado al tubo, las múltiples interacciones Bremsstrahlung con el blanco y la filtración en el haz (Figura I.7).

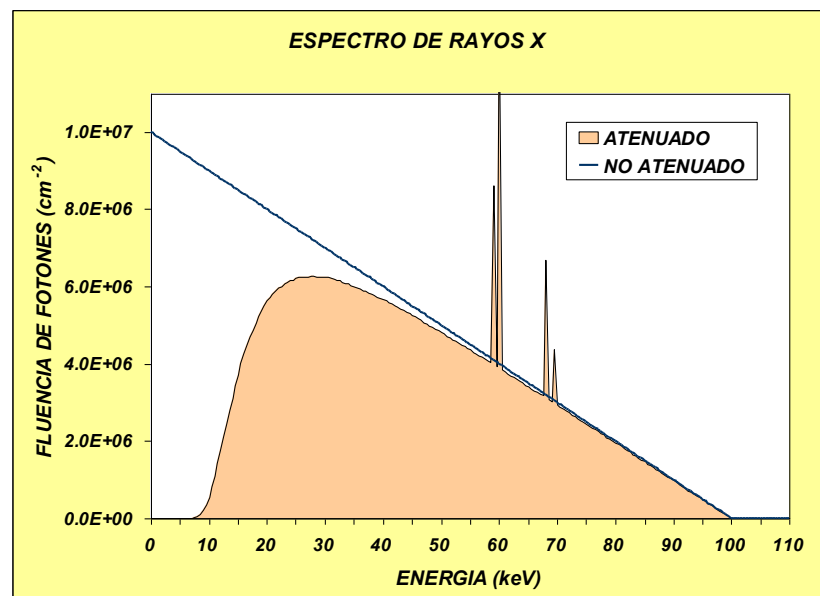


Figura I.7 Espectro de Energía de Rayos x

I.1.4. Factores que afectan el espectro de emisión

En general la forma del espectro de emisión de rayos x es siempre la misma, pero su posición relativa a lo largo del eje de energías puede cambiar. Mientras el espectro se encuentre más hacia la derecha, mas alta será la energía efectiva o la calidad de los rayos x. Mientras mayor sea el área bajo la curva, mayor será la intensidad o la cantidad de los rayos x.

Existen factores y dispositivos que influyen en las características del haz de rayos x. Cuando los rayos x son generados y dirigidos hacia el organismo, interactúan con éste formando así la imagen. En este proceso, existen variables que afectan este mecanismo y que deben ser consideradas adecuadamente. Entre los principales se tiene:

I.1.4.1. Influencia de la corriente.

Al variar el número relativo de rayos x (fluencia de fotones) produce un cambio en el espectro de emisión del haz de rayos x, es decir, al aumentar la corriente (mA) la energía máxima y la forma general del espectro es la misma, pero la fluencia de fotones se incrementa en la misma proporción que ha sido incrementado la corriente (Figura I.8).

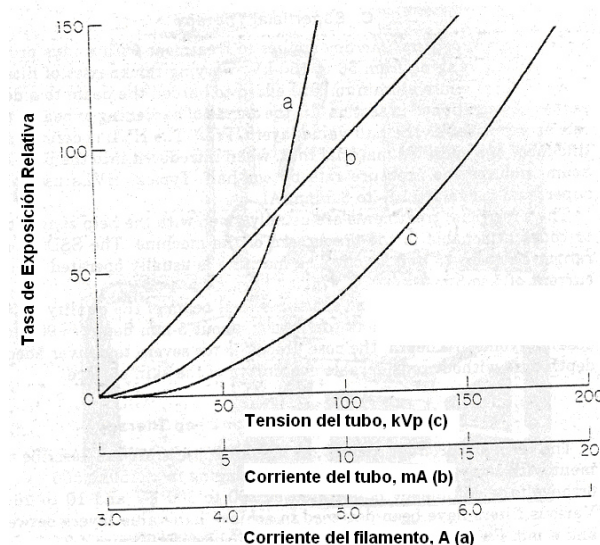


Figura I.8. Gráfico que muestra la tasa de exposición relativa versus (a). Corriente del filamento en un kilovoltaje dado. (b). Corriente del tubo en un kilovoltaje dado (c). Tensión del tubo para una corriente de tubo.

La corriente del filamento afecta la emisión de electrones del filamento y de esta forma la corriente del tubo. En la figura I.8 se muestra la relación entre la tasa de exposición relativa en función de la corriente del filamento medido en Amperios (A). Un pequeño cambio en la corriente del filamento produce un gran cambio en la tasa de exposición relativa. Esto afecta directamente el rendimiento del tubo de rayos x. El rendimiento de un equipo de rayos x

puede ser expresado en términos de la ionización producido en aire. Esta cantidad el cual es ionización por unidad de masa en aire se denomina Exposición. La tasa de exposición esta en función de la corriente del tubo, es una relación lineal entre la tasa de exposición y la corriente. A medida que la corriente del tubo se duplica, el rendimiento también se duplica, como se muestra e la figura I.9.

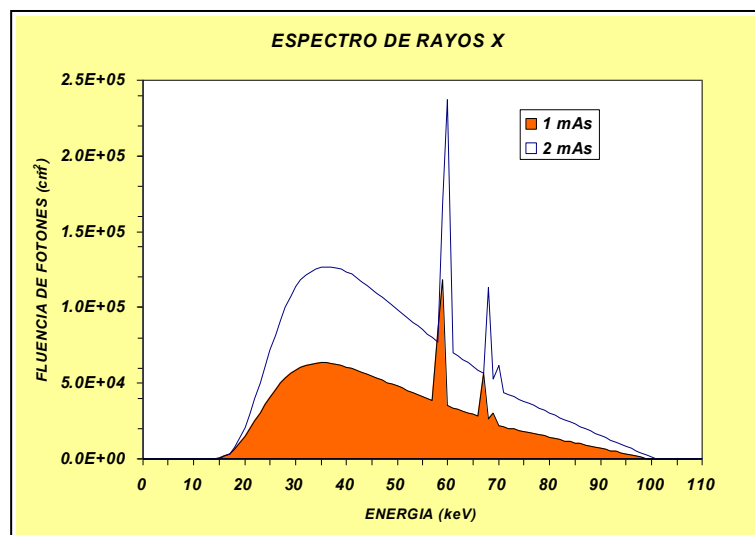


Figura I. 9. Variación del espectro de energía de rayos x con respecto a la corriente mAs.

I.1.4.2. Influencia del potencial.

Al obtener imágenes radiológicas, los valores de voltaje (kVp) y corriente (mAs); son dos de los parámetros que condicionan la densidad óptica de la imagen. El kilovoltaje controla esencialmente la penetración y el contraste en la imagen radiológica, de modo que al aumentar el kilovoltaje mejoraran el contraste, sin perder de vista que también altera la penetración del haz, dando lugar a aumentos de dosis para el paciente, puesto que se absorberá en él más radiación dispersa y el haz es más intenso. Sin embargo, un aumento significativo del kilovoltaje, provocaría poca absorción de los fotones incidentes, causando que gran porcentaje de estos atravesaran al paciente para formar la imagen, produciendo mayor dispersión y por ende reducción en el contraste de la imagen.

Es preferible, en general, incrementar el voltaje antes que aumentar la intensidad de corriente por razones de protección del paciente. En todo caso debe buscarse una técnica adecuada que permita obtener una imagen aceptable con una dosis aceptable para el paciente. Este factor es controlable por el operador, puesto que es él quien prefijará su valor en la consola. Al variar la tensión produce un cambio en la energía máxima (energía efectiva) y en el número relativo de rayos x (fluencia de fotones). Es decir al aumentar el kVp incrementa el área del espectro y

tiende a la derecha, hacia fotones más energéticos, es decir influye tanto en la posición como en el espectro de emisión de rayos x como se muestra en la figura I.10.

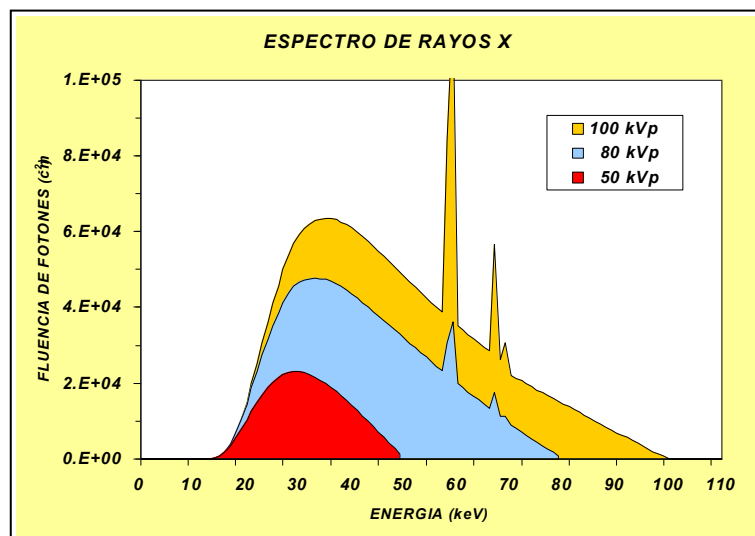


Figura I.10. Variación del espectro de energía de rayos x con respecto al potencial kVp.

I.1.4.3. Influencia de la filtración

Un filtro es un material colocado en la trayectoria de la radiación para absorber, preferentemente, los fotones de baja energía que tienen un pequeño poder de penetración en los tejidos. Hay dos tipos de filtración: inherente y añadida.

La filtración inherente, debida al propio ánodo, la envoltura de vidrio del tubo (SiO_2), el aceite que rodea el tubo y la “ventana” de salida de radiación en la coraza. Tal filtración actúa de modo permanente sobre el haz de radiación y atenúa efectivamente todos los rayos x del espectro por debajo de los 15 keV aproximadamente.

La filtración añadida se debe a la absorción de fotones por cualquier otro material absorbente a la salida del haz, antes de que incida sobre el paciente. El tipo y espesor de material empleado para tal fin depende del valor de kilovoltaje al que esté operando el tubo. En radiodiagnóstico, el material empleado suele ser Aluminio; por ejemplo radiología dental, para equipos mayores de 50kVp la filtración debe ser mayor de 1.5 mmAl equivalente. Por lo tanto, la filtración total del haz es la suma de la filtración inherente y la filtración añadida. Se suele expresar en milímetros (mm) equivalentes de Al, pese a que la filtración inherente sea producida por otros materiales. La atenuación de un haz de rayos x es producida por una filtración inherente del tubo y una filtración añadida.

Al aumentar la filtración de un equipo de Rayos x, tiene una influencia sobre la forma relativa del espectro similar al aumento del kVp. La filtración absorbe con más eficacia los rayos x de baja energía que los de alta energía, de forma que el espectro de emisión de los rayos x experimenta una reducción mayor a la izquierda que a la derecha como se muestra en la figura I. 11.

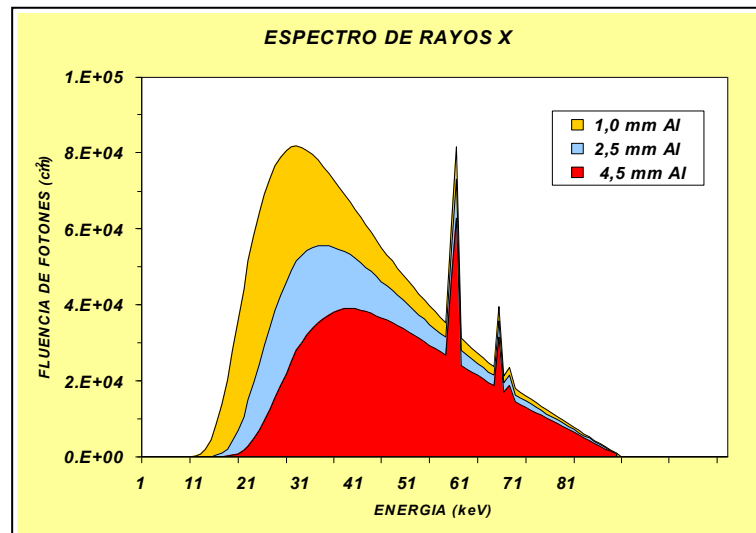


Figura I.11. Variación del Espectro de Energía de Rayos x con respecto a la influencia de la filtración.

I.1.4.4. Influencia del material del blanco

Cuando el número atómico del material del blanco aumenta, también lo hace la eficacia de la producción de radiación de frenado, y se incrementa el número de rayos x de alta energía con respecto al de baja energía, el espectro característico se desplaza a la derecha, por efecto de la radiación característica de energías más altas, como se muestra en la figura I.12.

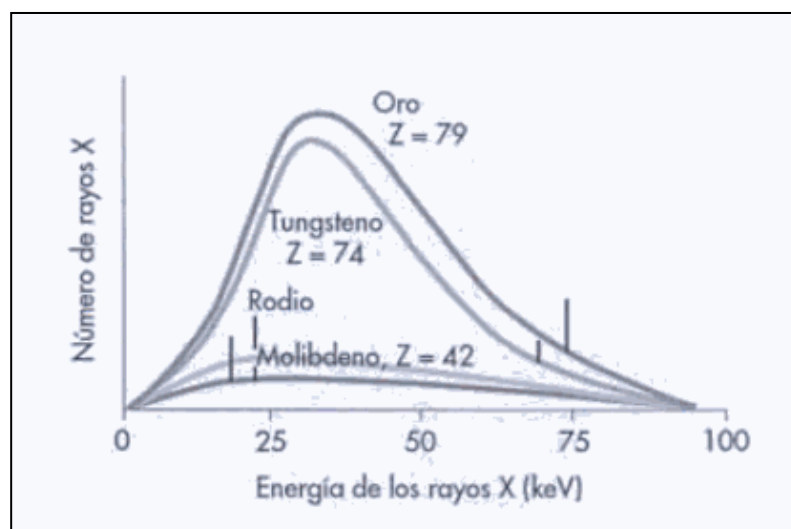


Figura I.12. Variación del Espectro de Energía de rayos x con respecto a la influencia del material del blanco.

I.1.4.5. Influencia de la forma de onda del voltaje

Los equipos trifásicos (tres fases) y de última generación, provocan una modificación importante en el espectro del haz de rayos x, que los equipos monofásicos (una sola fase), incrementándose tanto la fluencia de fotones de dicho haz como su energía efectiva. (Figura I.13).

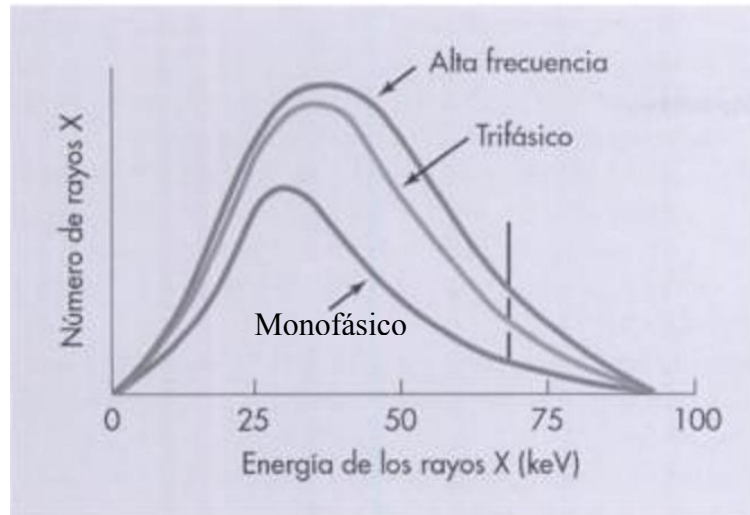


Figura I.13. Variación del espectro de energía de rayos x con respecto a la forma de onda del voltaje.

I.1.5. Cantidad y calidad de rayos x

El rendimiento de un tubo de rayos x es a menudo descrito en términos de calidad, cantidad y exposición. La calidad describe la penetrabilidad de un haz de rayos x con fotones de rayos x de alta energía. La cantidad se refiere al número de fotones del haz y la exposición es proporcional a la fluencia de energía de un haz de rayos x. Una producción de rayos x eficiente en calidad, cantidad y exposición es determinada por seis factores principales: el material del ánodo, voltaje, corriente, tiempo de exposición, filtración del haz, y generador de forma de onda³.

El material del ánodo afecta la eficiencia de la producción de radiación Bremsstrahlung y con un rendimiento aproximadamente proporcional al número atómico. Los electrones incidentes interactúan con mayor facilidad en un material con un elevado Z. La energía de rayos x característicos producidos en el blanco depende del material del ánodo. De esta forma el material del ánodo afecta la cantidad de fotones Bremsstrahlung y la calidad de radiación característica.

La tensión del tubo (kVp) determina la energía máxima en un espectro Bremsstrahlung y afecta la calidad de salida del espectro. En resumen, la eficiencia de producción de rayos x es

directamente proporcional a la tensión del tubo. La exposición es aproximadamente proporcional al cuadrado del kilovoltaje en el rango de energías para diagnóstico. Entonces podemos decir que al incrementar kilovoltaje, incrementa la eficiencia de producción de rayos x y la cantidad y calidad del haz de rayos x.

$$\text{Exposición} \propto (\text{kVp})^2$$

La corriente del tubo (mA) es igual al número de electrones que fluyen desde el cátodo al ánodo por unidad de tiempo. La exposición de un haz con un voltaje y filtración dada es proporcional a la corriente del tubo. La cantidad de rayos x es directamente proporcional al producto de la corriente del tubo y el tiempo de exposición (mAs).

La filtración del haz modifica la cantidad y calidad del haz de rayos x porque elimina selectivamente los fotones de baja energía en el espectro. Esto reduce el número de fotones (cantidad) y cambia el promedio de energía a valores elevados, incrementando la calidad. El generador de forma de onda afecta la calidad del espectro emitido. Para kVp iguales, un generador monofásico provee una diferencia de potencial promedio bajo a comparación de un trifásico o un generador de alta frecuencia. Ambos, la calidad y la cantidad del espectro son afectados. La cantidad de rayos x es aproximadamente proporcional a $Z_{\text{anodo}} \times (\text{kVp})^2 \times (\text{mAs})$. La calidad de rayos x depende del kVp, el generador de forma de onda y la filtración del tubo. La exposición depende de ambos, la cantidad y calidad del haz de rayos x.

I.2. EQUIPO GENERADOR DE RAYOS X

Los rayos x están constituidos por fotones de energías tales que en su proceso de interacción con la materia producen efectos ionizantes (fotoeléctrico, Compton, formación de pares electrón - positrón) y abarcan un rango de longitudes de onda en gran parte coincidente con el de los fotones gamma de fuentes radiactivas de uso médico e industrial. Para poder generar rayos x en forma convencional, es necesario contar con los siguientes elementos: tubo o ampolla de rayos x, consola de control y generador de alta tensión.

I.2.1. Tubo de Rayos x.

El tubo de rayos proporciona un entorno para la producción de rayos x vía Bremsstrahlung o rayos x característico. En imágenes diagnosticas, los electrones generados por emisión termoiónica del filamento del cátodo son acelerados hacia el ánodo por un pico de tensión que

va desde los 2×10^4 a 1.5×10^5 V (20 a 150kVp). La corriente del tubo es la tasa de electrones que fluye desde el cátodo al ánodo, calculado en miliamperios.

El tubo de rayos x es el corazón del equipo generador de rayos x. Consiste de una ampolla, en cuyo interior pueden identificarse dos electrodos: uno denominado cátodo (negativo), dentro o en proximidades de la cual se emplazan uno o más filamentos, y otro denominado ánodo (positivo), que podrá ser fijo o giratorio. Al aplicar el voltaje, se establece un campo eléctrico que aceleran los electrones generados por emisión termoiónica en las proximidades del filamento, cuando por él circula una corriente. En la figura I.14 se muestra un esquema del tubo de rayos x constituido por los siguientes componentes:

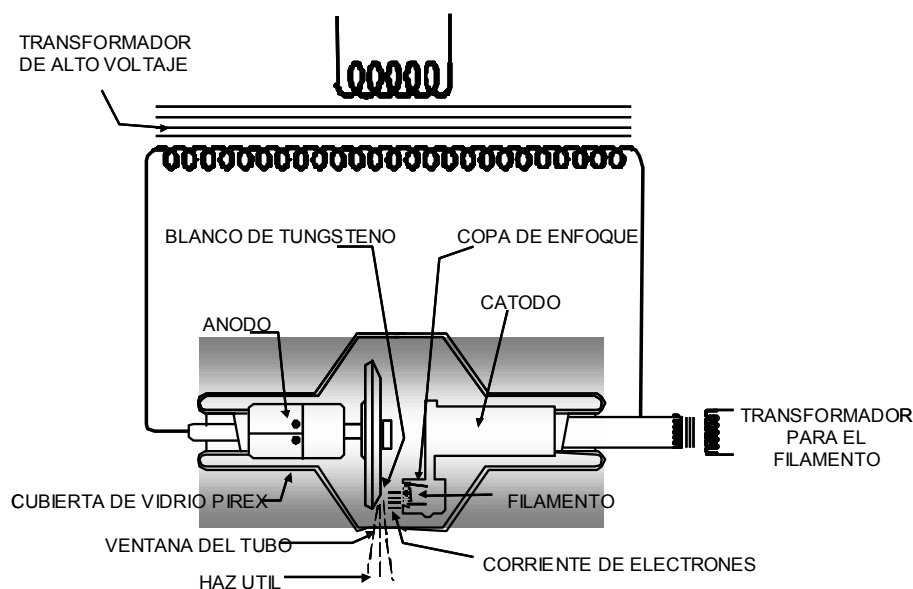


Figura I. 14 Tubo de rayos x.

I.2.1.1. La coraza

Hecha de plomo y sirve para proteger la radiación de fuga, que no contribuye a la formación de la imagen diagnóstica e impide una exposición innecesaria del paciente y del trabajador ocupacionalmente expuesto. Una carcasa protectora de diseño adecuado reduce el nivel de radiación de fuga a menos de 1mGy/h a un metro de distancia cuando se utiliza en condiciones de operación máximas.

I.2.1.2. La ventana

La ventana del tubo es de un cristal delgado de Berilio que deja pasar los rayos x. Es un segmento que permite una máxima transmisión de rayos x con absorción mínima por la envoltura de cristal.

I.2.1.3. El aceite

El aceite cumple una función de aislante eléctrico, y como amortiguador térmico (refrigerante).

I.2.1.4. Tubo de vidrio

Debe de ser fabricado de un vidrio (cristal pirex) que pueda soportar elevadas temperaturas, mantiene el vacío (del orden de 10^{-8} mmHg) que, dentro del tubo, hace posible una producción más eficaz de rayos x, prolongando de esta manera la vida del tubo. Si estuviera lleno de gas, disminuiría el flujo de electrones que van del cátodo al ánodo, se producirían menos rayos x y se crearía más calor.

I.2.1.5. Cátodo

La fuente de electrones en un tubo de rayos x es el cátodo. Esta estructura es conectada eléctricamente al circuito del filamento. Este filamento, es una espiral de alambre que emite electrones al ser calentado. Cuando la corriente que atraviesa el filamento es lo suficientemente intensa, aproximadamente de cuatro a cinco amperios o mayor, los electrones de la capa externa del filamento entran en ebullición y son expulsados del filamento, este fenómeno se conoce como emisión termoiónica. Los filamentos suelen ser formados por Wolframio toriado, el Tungsteno o Wolframio proporciona una emisión termoiónica mayor que otros metales. Su punto de fusión es de 3410°C , de forma que no es probable que se funda con el gradiente elevado de temperatura, además no se evapora, puesto que si lo hiciera el tubo se llenaría rápidamente de gas. La adición de uno a dos por ciento de Torio al filamento de Tungsteno, incrementa la eficacia de la emisión de electrones y prolonga la vida del tubo.

El focalizador, es un refuerzo metálico del filamento, condensa el haz de electrones en un área pequeña del cátodo. La efectividad de la copa de enfoque depende de tres factores: (i) la corriente del filamento que regula la cantidad de rayos x de salida, (ii) el tamaño del filamento impone el tamaño del foco efectivo que se produce en el ánodo. Los tubos de rayos x suelen llevar dos filamentos de diferente tamaño, que proporcionan dos puntos focales; el punto focal de tamaño pequeño se asocia con el filamento menor y se emplea cuando se necesitan imágenes de alta resolución. El punto focal de tamaño grande se asocia con el filamento mayor y se emplea cuando se necesitan técnicas que produzcan gran cantidad de calor, y (iii) la situación de uno u otro suele hacerse con el selector que se encuentra en la consola de control.

I.2.1.6. Ánodo

El ánodo o blanco es un electrodo de metal que se mantiene a una diferencia de potencial positiva en relación con el cátodo. Los electrones que chocan con el ánodo mayormente generan radiación térmica, luego una pequeña fracción se transforma en rayos x. En consecuencia, la producción de rayos x en cantidades es necesaria para imágenes de calidad aceptable. La producción de rayos x debe ser limitada para que el calor no dañe el tubo de rayos x. Existe dos tipos: estacionarios y rotatorios. Los ánodos estacionarios, se utilizan en aparatos de odontología, en algunas maquinas portátiles y unidades destinadas a fines especiales que no requieren intensidad ni alta potencia en el tubo. Los tubos de rayos x con fines generales, utilizarán ánodo rotatorio, ya que deben de ser capaces de producir haces de rayos x de alta intensidad en un tiempo breve. El ánodo tiene tres funciones en el tubo de rayos x: conductor eléctrico, proporcionar soporte mecánico al blanco y ser un buen conductor térmico. Cuando los electrones chocan con el ánodo, más del 99 % de su energía cinética se convierte en calor, que debe ser eliminado rápidamente antes de que pueda fundir el ánodo.

El blanco es el área del ánodo con la que chocan los electrones procedentes del cátodo. En los tubos de ánodo estacionario, el blanco consiste en una pequeña placa de tungsteno que se encuentra encastrado en un bloque de cobre (aleación de Tungsteno o Wolframio integrado en ánodo de Cobre). El Tungsteno es el material elegido para el blanco por tres motivos fundamentales: (i) el elevado número atómico del Tungsteno le proporciona mayor eficacia en la producción de rayos x y en su energía provocando que los fotones sean más energéticos, (ii) por su conductividad térmica, es un metal eficaz para disipar el calor producido, y (iii) por su punto de fusión alto, si se calienta suficientemente, cualquier material, se funde y se convierte en líquido; el tungsteno tiene un punto de fusión elevado (3410°C). Puede soportar las altas temperaturas sin que se produzcan picaduras o fisuras en el tubo ni burbujas de gas.

El tamaño del punto focal es definido de dos maneras el tamaño de punto focal actual es el área del ánodo donde chocan los electrones y es determinado por la longitud del filamento del cátodo y el ancho de la mancha focal proyectado por el rayo central en el campo de rayos x. el ancho del punto focal efectivo es igual al ancho del tamaño de punto focal actual, de esta forma no es afectado por el ángulo del ánodo, donde los ángulos mas usados están entre los 12° a 15°.

I.2.2. Consola de control

La consola de control es la parte del aparato de rayos x que permite comprobar la intensidad de la corriente y la tensión del tubo de rayos x de forma que el haz de rayos x útil tenga la intensidad y capacidad de penetración apropiada para obtener una radiografía de buena calidad. Muchas consolas modernas se basan en tecnología computarizada. Los controles y medidores son digitales, y la selección de los factores técnicos se realiza en pantallas táctiles. La consola usualmente provee la compensación de línea, kilovoltaje, miliamperaje y tiempo, además cuenta con transformadores y cinco tipos de fotocronómetros. En el diagnóstico dental con rayos x se utilizan básicamente tres tipos de equipos y técnicas: radiografía con película intraoral, radiografía panorámica con tubo de rayos x intraoral y la pantomografía.

I.2.3. Sección de Alto Voltaje

La sección de alta tensión de una maquina de rayos x es la responsable de convertir el voltaje de 220V que llega de la red eléctrica en un kilovoltaje con la forma de onda apropiada (hay que cambiar la corriente alterna a continua).

Para asegurar un funcionamiento optimo del tubo de rayos x, conviene tener presentes los factores de los que depende la seguridad de operación del tubo. A partir de tales factores se fijan las condiciones limites del funcionamiento del tubo, que suelen expresarse en tablas o mediante graficas en cuyo caso se denominan “curvas de cargas”. Los factores implicados en el funcionamiento limite del tubo son: (i) Kilovoltaje máximo, que depende de las características físicas del tubo (distancia ánodo-cátodo, forma de la estructura anódica y catódica) y del generador (forma de onda, tipo de rectificación); (ii) intensidad de corriente de tubo máxima que depende de las limitaciones de tensión y corriente eléctrica aplicables al filamento y (iii) máxima energía calorífica disipada, que esta relacionada con las características físicas del tubo (tamaño del foco, ánodo) y de la zona circundante (aceite y coraza).

Las condiciones limites del funcionamiento del tubo han de estar fijadas por el fabricante para evitar posibles daños originados por el uso indebido de aquel. Si se desea alargar la vida útil del tubo, conviene trabajar en él respetando las siguientes normas:

- Reducción del tiempo de calentamiento del filamento (escopia)
- Evitar calentamiento excesivo

- Tener presentes las curvas de carga y las tasas de calentamiento y enfriamiento
- Utilizar en lo posible valores bajos de mA.
- Dejar intervalos de enfriamiento del tubo entre los disparos consecutivos
- Utilizar alta velocidad de rotación del ánodo solo cuando sea preciso

Debemos tener en cuenta la obtención de imágenes con órganos móviles para evitar penumbra cinética haciendo disparos con tiempos no excesivos, por lo que se exigen potencias mayores al tubo y el calor a disipar también será mayor.

I.2.4. Técnicas de diagnóstico por imágenes

Las técnicas de diagnóstico por imagen usando rayos x son las siguientes: radiología convencional, dental, mamografía, fluoroscopia, angiografía, radiología intervencionista, tomografía computarizada; de las cuales mencionaremos la radiología convencional y dental, usadas en la clínica universitaria.

I.2.4.1. La Radiografía Convencional

Con una configuración sencilla: generador, tubos, rejilla antidifusora (bucky), un sistema de imagen que incluye películas radiográficas en un chasis y los soportes de los mismos. El sistema de imágenes consiste en un chasis en cuyo interior va una película, como esta absorbe poca radiación, se le pone adelante y atrás una sustancia fluorescente (pantallas reforzadoras) que transforman los rayos x en luz, y es ésta la que impresiona la película ahorrando así dosis de radiación. El sistema de imagen queda entonces en el siguiente esquema: película, pantalla de refuerzo (fluorescente) y chasis que la recubre e impide que entre la luz. En estas unidades se puede efectuar toda la radiografía de esqueleto, tórax y algunas radiografías especiales que no requieran escopia⁸. (Figura I.15)



Figura I.15. Equipo Radiografía convencional

I.2.4.2. La radiografía con película intraoral,

Se trata de radiografías con película pequeña, del orden de 4 a 5 cm, que se introduce en la boca, dentro de una envoltura opaca a la luz. El generador y tubo de rayos x son de pequeña potencia (unos 50 a 70 kV y unos 10 mA). La radiografía se puede hacer con el paciente sentado en la misma silla de dentista. Se trabaja con conos localizadores, con distancia foco-película, preferiblemente de 20 cm (si la tensión es mayor de 69 kV) y no menor de 10 cm (si la tensión es menor de 60 kV). Estas pequeñas películas no se pueden revelar en las procesadoras automáticas normales, lo cual tiene sus implicaciones sobre la protección, que se tratan posteriormente (Figura I.16)⁸.



Figura I.16. Equipo dental periapical

I.2.4.3. La radiografía panorámica con tubo de rayos x intraoral

Se da cuando es necesario obtener una imagen de toda la mandíbula, en lugar de utilizar unas 10 películas pequeñas se utiliza una película de unos 10 a 24 cm, curvada alrededor de la mandíbula. El tubo es delgado y el ánodo se introduce dentro de la boca. Por la pequeña distancia del foco a la lengua y a otras zonas de la boca, se producen dosis locales más elevadas, pero la dosis integral es menor. Dada la elevada magnificación ($M = 2$), la calidad de imagen sería deficiente si el foco no fuera pequeño (del orden de 0,1 mm), por lo cual la potencia es menor y con ella la intensidad es del orden de 1 mA (Figura I.17).

I.2.4.4. La pantomografía

Es la otra forma de conseguir las radiografías panorámicas es mediante tubo y película fuera de la boca. La forma de conseguirlo es utilizando un chasis curvado que tiene una rendija a

través de la cual pasa la radiación. La película no se expone toda de una vez, sino que la rendija va girando, “recorriendo” la película al mismo tiempo que el tubo y el portachasis giran en torno a la cabeza, para lo cual se requieren unos 25 segundos. Como la mandíbula no es redonda el eje de giro cambia de una posición a otra, de manera que siempre haya una zona de la mandíbula perpendicular al haz cuya imagen se pretende durante el recorrido de los tres sectores ⁸ (Figura I.18).



Figura I.17 y I.18. Equipos panorámicos y pantomografía

I.2.5. Radiación dispersa

Se denomina radiación directa al haz de rayos x tal como sale del tubo. En su utilización habitual, al interaccionar con el paciente, una parte del haz directo es absorbido, otra lo atraviesa (haz primario transmitido) y otra es dispersada en múltiples direcciones. Una fracción apreciable de los fotones dispersados atraviesa el espesor total del paciente (haz disperso transmitido). La radiación total que llega a la película es la suma del haz primario y el haz disperso transmitidos.

La radiación dispersa produce efectos indeseables sobre la imagen, ya que disminuye el contraste y contribuye a aumentar el ruido de fondo, además de disminuir la resolución por efectos de penumbra asociados con la geometría del haz. Los factores que contribuyen a aumentar la proporción de radiación dispersa que llega a la película son el espesor del paciente, el tamaño del campo y el kilovoltaje. En los tres casos la radiación dispersa aumenta cuando lo hacen dichos parámetros. Cualquier objeto interpuesto en la trayectoria del haz constituye una fuente potencial de radiación dispersa siendo el paciente la fuente principal en diagnóstico por imagen.

Los mandiles o delantales plomados proporcionan protección de acuerdo al espesor que poseen. Como mínimo se requiere que el espesor del mandil no sea menor de 0,25 mm en función del espesor y el kV del equipo. En la tabla I.4 se describe diferentes espesores de mandiles plomados y sus respectivas atenuaciones. Los mandiles deben ser almacenados correctamente y ser probados periódicamente, para verificar que no tengan rajaduras que disminuirán su eficacia.

Tabla I. 4. Espesores de mandiles y sus respectivos porcentajes de atenuación.

Espesor (mm Pb)	Peso (kg)	% de atenuación		
		50 kVp	75 kVp	100 kVp
0,25	1,5 a 4,3	97	66	51
0,50	2,9 a 5,0	99,9	88	75
1,00	5,8 a 10	99,9	98,7	94,4

La cantidad de radiación dispersa producida en el paciente se disminuye si se restringe el campo de radiación al área de interés. Esto se consigue utilizando los sistemas de delimitación del haz o “limitadores de campo”. Hay sistemas “limitadores de campo” de varios tipos: (i) de apertura fija (diafragmas, conos y cilindros). Los conos dan una penumbra importante en comparación con los cilindros. Los diafragmas se emplean con frecuencia en estudios radiológicos del cráneo y (ii) de apertura variable (colimadores). Es importante que estén próximos al foco y que posean varios “niveles” de láminas, para minimizar las penumbras.

I.3. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO

I.3.1 Principios fundamentales de la protección radiológica

El sistema de limitación de dosis se basa en tres principios que son, la justificación, la optimización y la limitación de la dosis individual. Justificar toda actividad con radiaciones ionizantes, optimizar todas las exposiciones a la radiación y limitar las dosis individuales de radiación^{8, 9}.

I.3.1.1 Justificación

La justificación de una actividad de la que se derive exposición a las radiaciones debe hacerse mediante un análisis coste-beneficio. Para que una actividad o modificación de actividad pueda ser justificada, deberá proporcionar un beneficio neto positivo. Se considera que los costes incluyen todos los aspectos negativos de la actividad, como los daños a la salud o al medio ambiente. En cuanto a los beneficios, deben incluirse todos los que benefician a la

sociedad y no solamente a un grupo o a un individuo. Pero esto sopesa sobre los costos y beneficios. No se puede rechazar a priori una actividad con radiaciones porque presenta riesgo, pero tampoco porque suponga beneficios, no se autoriza la actividad si su balance coste-beneficio es negativo.

De la necesidad de cuantificar tanto los riesgos como los beneficios surge un nuevo concepto: el detrimento, que es el daño producido como consecuencia de una exposición, teniendo en cuenta no sólo la probabilidad de manifestación de los efectos, sino también la gravedad que suponen tales efectos. En ocasiones, el detrimento para la salud también tendrá en cuenta los daños psicológicos debidos al miedo que provoca el riesgo inherente al uso de radiaciones ionizantes.

I.3.1.2 Optimización

Toda dosis por pequeña que sea conlleva un riesgo, de ahí nace el principio de la optimización que consiste en mantener las dosis que reciban las personas tan bajas como razonablemente sea posible, teniendo en cuenta tanto factores sociales como económicos. También se conoce como criterio **ALARA** (acrónimo de la expresión inglesa *As Low As Reasonably Achievable*). La determinación del nivel más bajo de dosis que puede conseguirse razonablemente puede realizarse mediante un análisis coste-beneficio, cuyo fin será obtener la combinación óptima entre el coste de la protección y el beneficio asociado a la disminución del detrimento, o lo que es lo mismo optimizar la protección radiológica.

I.3.1.3 Limitación de dosis

La limitación de la dosis es el requisito que se establece para asegurar una protección adecuada, incluso para las personas más expuestas. Los límites que se establecen representan los valores inferiores de la dosis efectiva y de la dosis equivalente que no deben ser sobrepasados en las circunstancias en las que las personas se ven implicadas.

El sistema de limitación de dosis tiene en cuenta tanto los efectos estocásticos como los no estocásticos o deterministas. Además, se establecen límites tanto para el profesionalmente expuesto como para los miembros del público en general. Estos límites no tienen en cuenta las dosis resultantes del fondo radiactivo natural ni las debidas a exposiciones médicas.

I.3.2 Aspectos generales de seguridad

En el uso de equipos de rayos x en medicina se debe considerar algunos aspectos generales necesarios para la protección de personas que, complementados con los referidos al diseño de equipos y ambientes, otorgan un nivel apropiado de seguridad.

I.3.2.1 Áreas de trabajo

Es necesario confinar la exposición al área o áreas que solo sean necesarios. Esto limita la exposición de personas no involucradas directamente con la operación del equipo de rayos x. Las áreas de trabajo en radiodiagnóstico están limitadas fundamentalmente a los ambientes en donde están instalados los equipos de rayos x.

Las áreas de trabajo son de dos tipos: Controladas y Supervisadas. *Las áreas controladas* son aquellas donde se esperan niveles de radiación significativos, donde **es probable** que reciban una **E** (dosis efectiva) **superior a 6mSv** por año oficial y se requieren autorización para su acceso, están delimitadas, y deben utilizarse dispositivos de protección así como aplicarse procedimientos de protección específicos. *Las áreas supervisadas* son aquellas que no ofrecen mayor riesgo pero que, por aspectos administrativos de control, se delimitan alrededor de las áreas controladas y donde **es improbable** que reciban una **E superior a 6mSv** por año oficial.

I.3.2.2 Condiciones de exposición

Otro aspecto a considerar para la protección radiológica, es la condición de las personas que están sujetas a la exposición. Los operadores, que permanentemente están manejando los equipos de rayos x, se tipifican como trabajadores ocupacionalmente expuestos y les aplican las limitaciones y restricciones correspondientes. Debe tenerse en consideración otras condiciones de exposición que requieren de medidas adicionales como son las referidas a las operadoras embarazadas, a los estudiantes menores de 18 años pero mayores de 16 años, y a las personas que sostienen pacientes cuando es necesario.

I.3.2.3 Cultura de protección radiológica

Otro aspecto necesario es el relativo a la cultura de protección radiológica. Este concepto involucra globalmente a estándares técnicos y sociales, así como al comportamiento y actitudes de los individuos comprometidos con una reducción en la dosis de trabajadores, pacientes y público en general. Los elementos característicos de la cultura de protección

radiológica vienen hacer las actitudes y el comportamiento del individuo, el cual está influenciado, entre otros, por la percepción del riesgo (cuando se conoce las radiaciones ionizantes), actitudes hacia el trabajo (de qué forma se ejecuta el trabajo), actitudes hacia la organización, jerarquía, liderazgo, procedimientos y hábitos de trabajo, motivación y expectativas de mejora (premios y sanciones).

El trabajador es un elemento básico en el marco de la cultura de protección radiológica. Si este no participa activamente todo el proceso puede fallar. En consecuencia, es esencial modificar el comportamiento y actitudes de los trabajadores, de modo que no ejecuten solamente los procedimientos de protección radiológica del establecimiento o instalación, sino también estar integrados en los planes. Por ello, no solo es fundamental el entrenamiento que pueda tener el operador y las personas involucradas en la operación del equipo, sino en también su interés y comportamiento ante la seguridad.

I.3.3 Medidas generales de protección radiológica

Los riesgos de irradiación a que están sometidos en radiodiagnóstico los trabajadores, pacientes y público en general, se reducen aplicando las siguientes medidas generales de protección radiológica:

- **Distancia:** aumentando la distancia entre el operador y la fuente de radiaciones ionizantes, la exposición disminuye en la misma proporción en que aumenta el cuadrado de la distancia. En muchos casos bastará con alejarse suficientemente de la fuente de radiación para que las condiciones de trabajo sean aceptables.

- **Tiempo:** disminuyendo el tiempo de operación todo lo posible, se reducirán las dosis. Es importante que las personas que vayan a realizar operaciones con fuentes de radiación estén bien adiestradas, con objeto de invertir el menor tiempo posible en ellas.

- **Blindaje:** en los casos en que los dos factores anteriores no sean suficientes, será necesario interponer un espesor de material absorbente, blindaje, entre el operador y la fuente de radiación. Según sea la energía y tipo de la radiación, será conveniente utilizar distintos materiales y espesores de blindaje.

De los tres medios de protección enumerados, el tiempo y la distancia son factores que dependen del operador, pues es quien prefija el tiempo y la distancia a la cual se va a ubicar, por lo que requiere de conocimiento y criterio adecuado para su correcta aplicación. El factor de blindaje no depende del operador totalmente, ya que por lo general va a encontrar un ambiente ya diseñado o dispositivos portátiles cuyo espesor no va a poder variar normalmente.

I.4. PROCEDIMIENTOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

I.4.1. Procedimientos de Protección Radiológica en Radiología General

- Antes de utilizar radiación X durante la exploración, cerrar las puertas de la sala y evitar el acceso a la misma
- El número de personas que permanezcan en la sala debe ser siempre el mínimo posible y deben situarse lo más lejos del tubo.
- Nunca deben permanecer en la sala trabajadores embarazadas.
- La permanencia dentro de la sala y fuera de las mamparas de protección, si las hubiera requiere de siempre la utilización de delantal plomado con un espesor equivalente de al menos 0.25mm de aluminio.
- Aquellos profesionales que, por razones de su trabajo deben operar junto al pacientes y/o dentro del haz de radiación, deberán portar, además, dosímetros de muñeca así como otras protecciones contra las radiaciones (guantes plomados y protectores tiroideos fundamentalmente)
- La distancia Foco-Piel del paciente no debe ser inferior a 30cm.
- La exploración debe ser realizada con el número de imágenes estrictamente necesarias y el tiempo de exposición mínimo posible.
- La intensidad de radiación dispersada depende en gran parte de la tensión (kV) utilizada, tipo de dispersor (tejido irradiado), volumen irradiado, distancia y orientación respecto de la dirección del haz. En la medida de lo posible se debe reducir el tamaño del campo irradiado y aumentar la distancia al paciente.
- Durante la jornada laboral el dosímetro se situará habitualmente en la solapa y debajo del delantal plomado, cuando éste se utilice.

I.4.2. Procedimientos de Protección Radiológica en radiología dental

- La radiología intraoral no debe realizarse con equipos que operan con un voltaje del tubo por debajo de 50 kV. Idealmente la radiografía dental intra-oral debe ser realizada con equipos que operen con un voltaje mínimo de 70 kV o por encima, usando un colimador

rectangular el cual limita el tamaño del campo sobre el área de la película y con una distancia mínima de foco piel de 20cm.

- Se prohíbe la permanencia de personas en la sala, excepto el paciente, cuando se haga una exposición. Si esto no es posible el operador deberá permanecer al menos a 2 m de distancia.
- Generalmente el blindaje de la sala es solamente necesario si la carga de trabajo es alta (cerca de 300 exámenes intra-orales / semana)
- Los disparos radiográficos se efectuarán a una distancia mínima de 2 m del tubo emisor de rayos x, colocándose el operador en un lado del mismo, en el caso excepcional de no ser posible, el operador se protegerá mediante un delantal plomado o cualquier otro dispositivo similar.
- Se deberá disponer de un delantal plomado para proteger al paciente, en aquellos casos que se estime necesario.
- Se han de cumplir de manera especial las normas de protección cuando se efectúen exámenes radiológicos a niños o cuando sea absolutamente imprescindible efectuarlos a una mujer embarazada.
- Deben utilizarse películas de velocidad E o más rápidas, y ser procesadas de acuerdo con las instrucciones del fabricante.
- Las radiografías cefalométricas deberá ser realizada a una distancia foca-piel de al menos 1m.

I.4.3. Protección del paciente

El objetivo de la protección radiológica del paciente ha evolucionado gradualmente desde la preocupación por la exposición de las poblaciones y los efectos hereditarios a la ambición de limitar el riesgo al paciente en cuestión. El propósito es asegurar que las dosis son no solo suficientemente bajas para justificar un examen de radiodiagnóstico determinado, sino que se mantienen incluso más bajas cuando se pueden conseguir de manera razonable.

La limitación del riesgo a un paciente determinado está generalmente implícita en la decisión médica de que tal examen es de utilidad al paciente, a condición de emplear aparatos y técnicas adecuadas. La justificación del examen y el empleo óptimo del equipo y las técnicas excluyen la aplicación de límites explícitos de dosis de radiación. Por consiguiente, los límites de dosis fijados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) para la exposición de miembros del público no son aplicables a las dosis debidas a la irradiación de pacientes con fines médicos. Si cada examen individual está debidamente justificado, el riesgo

colectivo está forzosamente justificado. Por lo tanto no hay razón para limitar la dosis colectiva de radiación debida a exposiciones médicas por debajo de cualquier valor que sería simplemente la suma de las dosis individuales recibidas durante exámenes radiológicos correctamente efectuados. De todas formas es necesario evaluar las dosis colectivas debido a varios exámenes médicos, ya que proporcionan indicaciones útiles sobre las situaciones donde las medidas de protección relacionadas con el diseño o la elección de métodos pueden aplicarse con mayor eficacia. La dosis colectiva tiene también una importancia directa para la optimización del diseño de equipos que influyen en la exposición de un grupo de pacientes.

I.5. GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO

El conocimiento actual que se tiene sobre los efectos de las radiaciones ionizantes sobre los seres vivos, motiva un creciente interés entre los usuarios, fabricantes y autoridades competentes a la hora de asegurar la utilización óptima de los recursos de los servicios de radiodiagnóstico, garantizando que la información diagnóstica se realice con la mayor calidad posible, teniendo de forma presente la dosis recibidas por los pacientes.

Desde que se decide captar una estructura anatómica hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen se realiza un trabajo complejo en el que intervienen diferentes procesos físicos, equipos y especialistas, dependientes unos de otros como los eslabones de una cadena¹⁰. Si se produce algún fallo en alguno de estos elementos, tendremos un detrimento en la calidad de la imagen final o un aumento en la cantidad de radiación que reciba el paciente.

El personal implicado en una instalación de radiodiagnóstico debe organizarse para asegurar que las imágenes diagnósticas producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada para que den en todo momento una información diagnóstica adecuada, al menor costo posible y con la mínima exposición del paciente a las radiaciones. Es preciso garantizar que los requisitos en cuanto a imagen, dosis o costes se cumplan de forma continuada por lo que debemos realizar controles de calidad en forma periódica.

Es interesante destacar el requerimiento de continuidad y globalidad característico de la Garantía de Calidad frente a lo que definiríamos como Control de Calidad en donde realizaríamos pruebas individuales en un momento determinado para comprobar y corregir si existen anomalías en el estado de algún elemento de la cadena de la imagen.

Las exploraciones deben realizarse al menor coste posible, lo cual implica que al menos de forma aproximada, debe conocerse el coste de cada estudio, para minimizar este parámetro. Los costes a los que se refiere la definición del programa de garantía de calidad no deben considerarse únicamente costes directos (placas radiográficas, mantenimiento y amortización de los equipos, tiempo del radiólogo y el técnico, etc.) sino que debe incluir los costes del riesgo que se imparte a los pacientes y al personal que opera los equipos. En este sentido merece la pena destacar que un programa de garantía de calidad impacta directamente sobre la protección radiológica no sólo del paciente sino también sobre el profesional expuesto. Dentro del análisis de costes es preciso tener en cuenta que la implantación del programa de garantía de calidad supondrá gastos:

- Por la adquisición de la instrumentación apropiada para realizar los controles (incluyendo el material fungible utilizado)
- Por el tiempo invertido en realizar los controles y que suponen una parada en la utilización de los equipos
- Por el tiempo de personal especializado requerido para realizar los controles y evaluar los resultados

En la otra balanza, los beneficios esperados pueden detallarse como:

- Mayor vida útil de los equipos, en condiciones óptima de utilización
- Uso más efectivo y eficiente de las radiaciones impartidas a los pacientes, lo que a su vez producirá una disminución en las dosis al personal de operación y una mayor capacidad para atender a un número mayor de pacientes
- Un menor consumo de material fungible (película radiográfica, líquidos de revelado, etc.).

Los programas de garantía de calidad deberían empezar inmediatamente después de que el usuario esté satisfecho con las pruebas de aceptación del equipo (supervisando que se cumplen todos los puntos del contrato). La aceptación del equipo es un punto importante en el proceso de garantía de calidad ya que supone la oportunidad de establecer, junto con el fabricante, los valores de referencia iniciales de los parámetros que posteriormente serán objeto de comprobación periódica dentro del programa de garantía de calidad.

I.5.1 Controles de calidad de equipamiento y sistemas

Un aspecto básico para asegurar que las exposiciones médicas se encuentren en el orden de los valores orientativos, es el correcto desempeño del equipo y de los sistemas de imagen en radiodiagnóstico. Por ello, la aplicación del control de calidad adquiere importancia para alcanzar los objetivos de diagnóstico y protección de los pacientes.

En general, la finalidad del control de calidad es contribuir a mejorar el contenido de la información diagnóstica, optimizar la exposición a la radiación y adicionalmente reducir los costos médicos. Para ello, es necesario realizar una serie de controles periódicos de verificación de que el sistema se mantiene dentro de tolerancias y, si hay desviaciones, adoptar medidas correctoras.

Los principales parámetros que se deben controlar en el equipo de rayos x son: (i) el kilovoltaje del tubo para asegurarse que es exacto, preciso y reproducible, con respecto a los kilovoltajes indicados en el comando; (ii) la intensidad de salida de radiación a una distancia determinada (rendimiento); (iii) temporizadores, para asegurar su exactitud y reproducibilidad. Además en el tubo de rayos x, su alojamiento y soporte se comprueba que la filtración total cumpla con lo establecido en las normas nacionales, que exista coincidencia entre el campo de luz iluminado y el campo de haz irradiado y la estabilidad mecánica de frenos y cierres del soporte.

II. PROCEDIMIENTOS Y RESULTADOS

Las medidas realizadas se hicieron en la clínica Universitaria se encuentra ubicado en la Av. Germán Amézaga s/n. Ciudad Universitaria UNMSM. El servicio de rayos x cuenta con un equipo de rayos x convencional, que realiza unas 70 exposiciones por semana y un equipo dental que realiza unas 40 exposiciones por semana.

II.1.1 INSTRUMENTACIÓN Y MATERIALES

La Tabla II.1 muestra la relación de equipos utilizado en la evaluación de los niveles de radiación, parámetros técnicos del generador de equipos y los sistemas de visualización del servicio de radiografía de la Clínica Universitaria.

Tabla N° II.1

Nombre del Equipo	Marca	Modelo	Número de Serie
MPD Detector	RTI Electronics	Multimeter MPD	MPD-04020067
Multímetro	RTI Electronics	Multimeter	BC1-04020018
Cámara de Ionización	RTI Electronics	R100 code: 8	03218
Luxómetro	RTI Electronics	L100-L code:6	2755
Filtros de Aluminio	RTI Electronics		
Cámara de Ionización	Fluke Biomedical	Model: 660-5	101395
Electrómetro*	Fluke Biomedical	600	101128
Maniquí de Tórax	CIRS		
Maniquí de Cabeza	CIRS		

* Electrómetro: (X- Ray & CT Exposure Measurement Instrument)

(1) R/h: Rango 1-10 error (-0.14 %), mR: Rango 0- 100 error(-0.85 %)

(2) R/mim: Rango 1-10 % error (-0.01%), R: Rango 0-100 % error (-1.05%)



Figura II.1. Set de control de calidad para radiodiagnóstico de uso médico



Figura II.2. Cámara de Ionización para medir radiación dispersa



Figura II.3. Maniquí de Cabeza y Tórax de PMMA

II.1.1. Procedimientos

En este trabajo se ha evaluado los aspectos sobre protección radiológica del servicio de Radiología en el cual esta ubicado en la planta baja (primer piso) y se tuvo en consideración los siguientes aspectos:

II.1.1.1. Condiciones generales de instalación

Verificamos las condiciones de instalación del ambiente desde el punto de vista de las condiciones mínimas en protección radiológica en paciente, operador y público en general. Esto se evaluó de una manera visual encontrando que los ambientes cumplían con los aspectos

evaluados como los 15 cm. mínimos de espesor en ladrillos sólido o 2 mm. de plomo, además de contar con señalización de advertencia de radiaciones.

El equipo convencional y dental se encuentra en ambientes exclusivos para su uso único. Esta evaluación se realizó en ambos equipos tanto el periapical como en el convencional y utilizamos una cartilla de evaluación que se muestra en el Anexo 1.

II.1.1.2. Levantamiento de niveles de radiación.

A la vista de las medidas ambientales de la inspección realizadas, y con la carga de trabajo realizado por el personal de radiología, se puede afirmar que los niveles de radiación en el entorno del equipo revisado, son adecuados en general.

II.1.1.3. Parámetros de evaluación de equipo

Se realizaron pruebas de control de calidad en ambos equipos tanto en el convencional como en el periapical, en la cual se evaluaron los siguientes parámetros: Reproducibilidad de Tensión y exposición, Exactitud de tensión y exposición, Filtración total y rendimiento.

Asimismo, realizamos una evaluación de los sistemas de visualización utilizados en la sala de informes del servicio.

II.1.1.4. Procedimientos de trabajo del personal

También se hace una evaluación visual verificando los siguientes ítems:

En Radiografía convencional:

- (i) Tener presente el uso adecuado del dosímetro personal.
- (ii) No debe permanecer en sala trabajadoras embarazadas, y preguntar a las pacientes si están embarazadas
- (iii) El haz directo está dirigido hacia una zona al cual no haya otra persona que no sea paciente, solo en el área de examen radiológico.
- (iv) La localización del comando permite que durante las exposiciones ningún individuo pueda entrar en la sala sin ser notado por el operador

En radiografía Dental:

- (v) El haz directo esta dirigido hacia una zona en el cual no haya otra persona que no sea paciente.
- (vi) Todas las películas son sostenidas por el paciente,
- (vii) El operador se coloca a 2 metros como mínimo del tubo, y entre un ángulo de 90° y 135° del haz central.
- (viii) El paciente es protegido por un delantal plomado y la silla donde el paciente es colocado esta dispuesta de una manera que el haz directo se dirige a una zona desocupada libre de transito.
- (ix) Los operadores de los equipos tienen especial cuidado cuando el paciente es un niño o una posible mujer embarazada.

II.1.1.5. Entrenamiento en protección radiológica.

Se trabajó en conjunto con los médicos y tecnólogos médicos responsables del manejo de ambos equipos preguntando aspectos básicos de protección radiológica, así como su participación en cursos de actualización en esta materia.

II.1.2 RESULTADOS

Teniendo en el servicio dos equipos de diferentes características técnicas y físicas, se procedió a hacer una evaluación de levantamiento radiométrico, luego de un control de calidad en radiodiagnóstico y una evaluación del sistema de visualización; cada una de las evaluaciones se realizó según las especificaciones y recomendaciones de los protocolos de calidad utilizados^{10, 11, 12}.

II.1.2.1. EQUIPO RADIOLOGÍA CONVENCIONAL

GENERADOR		TUBO	
Marca:	Philips.	Marca:	Philips
Modelo:	Medio 51.	Modelo:	Rotalix ROT35210
Voltaje Máximo:	125 kV.	Número de serie:	54186
Intensidad:	300 mA		
Rectificación:	Monofásico		
Número de Serie:	C356087		

Las pruebas realizadas son las siguientes:

LEVANTAMIENTO DE NIVELES DE RADIACIÓN

Tabla N° II.2

Sala 3: Equipo convencional - Exploraciones varias				
Disparo de referencia		kV	mA	s
		82	100	0.1
Punto de medida	Descripción	Tasa de dosis (pared) mSv/h	Límite de Dosis mSv/sem	Dosis Semanal mSv
1	Cabina	Inapreciable	0.12	Despreciable
2	Nivel Acceso a sala	Inapreciable	0.12	Despreciable
3	Puerta Paciente (centro)	Inapreciable	0.12	Despreciable
4	Puerta Paciente (junta)	Inapreciable	0.12	Despreciable

En la tabla N° 4.3 se muestra las exploraciones clínicas que se realizan en el servicio.

Tabla N° II.3

Exploraciones	Kilovoltaje Seleccionado	Dosis Entrada Superficie (mGy)
Codo	45	0.0243
Rodilla	50	0.0763
Tórax	71	0.2216

EVALUACIÓN DE PARÁMETROS TÉCNICOS

Tabla N° II.4

Procedimientos	Parámetros evaluados	Niveles de Referencia	Valores Estimados
Kilovoltaje	Exactitud de Kilovoltaje	Desv. $\leq \pm 10\%$	8.3%
	Variación mAs	Desv. $\leq \pm 10\%$	1.1%
	Reproducibilidad	C.V < 0.05	0.001
Filtración	HVL	> 2.5 mm Al. a 70kV.	2.9 mmAl.
Tiempo de Exposición	Desviación	Desv. $\leq \pm 10\%$	7.5%
Rendimiento	Valor de Referencia	> 25 μ Gy/mAs	70.4
	Reproducibilidad	C.V < 0.2	0.02
	Linealidad	Coef. Lineal. < 0.1	0.03

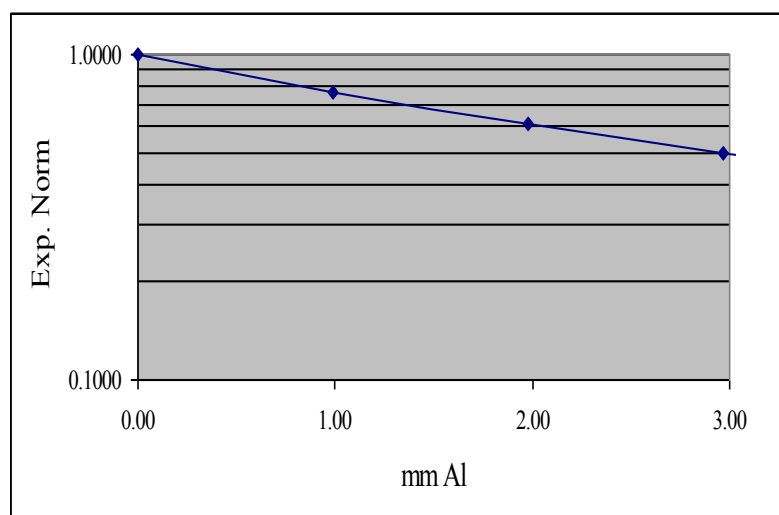
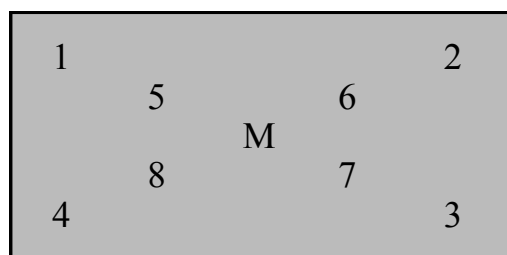


Figura N° II.4. Relación entre la filtración del equipo en mmAl. Con respecto a la fluencia de rayos x normalizado

EVALUACIÓN DE SISTEMAS DE VISUALIZACIÓN

Medimos la iluminancia en contacto con la superficie difusora del negatoscopio en 9 puntos diferentes de la siguiente forma:



(Según el Protocolo Español ¹⁰)

Estos puntos se encuentran a una distancia de 8cm. de los dos niveles adyacentes de la superficie iluminada. El valor mínimo de g para estos puntos de medida (del 1 al 4) no deberá ser inferior al 70%. Obteniendo los siguientes resultados:

Tabla N° II.5

Procedimientos	Light box N° 1 (cd/m ²)	Light box N° 2 (cd/m ²)
Uniformidad (%)	55.17	67.81
Brillo	1391	1656
Brillo Promedio	1499.5	

Iluminación Ambiental : 17.05 LUX

II.1.2.2. EQUIPO DE RADIOLOGIA DENTAL

Tabla N° II.6

GENERADOR:		TUBO:	
Marca	YKY-10	Marca	Generator X Ray
Modelo:	-	Modelo	XD7-08/06
Voltaje Máximo:	8	Número de Serie	92-03-42
Rectificación:	Monofásico		
Número de Serie:	92342		

LEVANTAMIENTO DE NIVELES DE RADIACIÓN

Tabla N° II.7

Equipo Dental Intraoral				
Referencia		kV 60	mA 8	Time 0.8s.
Medidas	Descripción	Tasa de Dosis mSv/h.	Dosis Limite (mSv/sem)	Dosis/semana (mSv)
1	1m. paciente sin mandil plomado	0.0400	0.12	-
2	2m. paciente sin mandil plomado	0.0080	0.12	-
3	Sala 2: Barrera Primaria	Inestimado	0.00	-
4	Cuarto Oscuro	Inestimado	0.00	-

Tabla N° II.8

X RAY DENTAL	
Kilovoltaje	Dosis Entrada Superficie (mGy)
60	6.466
60	5.366

PARÁMETROS TÉCNICOS

Tabla N° II.9

Procedimientos	Parámetros Evaluados	Niveles de Referencia	Valores Estimados
Kilovoltage	Exactitud	$\leq \pm 10\%$	15.5%
	Reproducibilidad	$\leq \pm 10\%$	0.33%
Filtración	HVL	>1.5mm Al.para equipos < 70kV.	1.9mmAl.
		>2.5 mmAl para >70 kV	Para 60kV
Tiempo de Exposición	Desviación	$\leq \pm 20\%$	20%
	Reproducibilidad	$\leq \pm 10\%$	0.16%
Rendimiento	Valor de Rendimiento	>25 $\mu\text{Gy/mAs}$	30.3
	Reproducibilidad	$\leq \pm 10\%$	0.87%
	Linealidad	Coef. Linealidad < 10%	1.78%

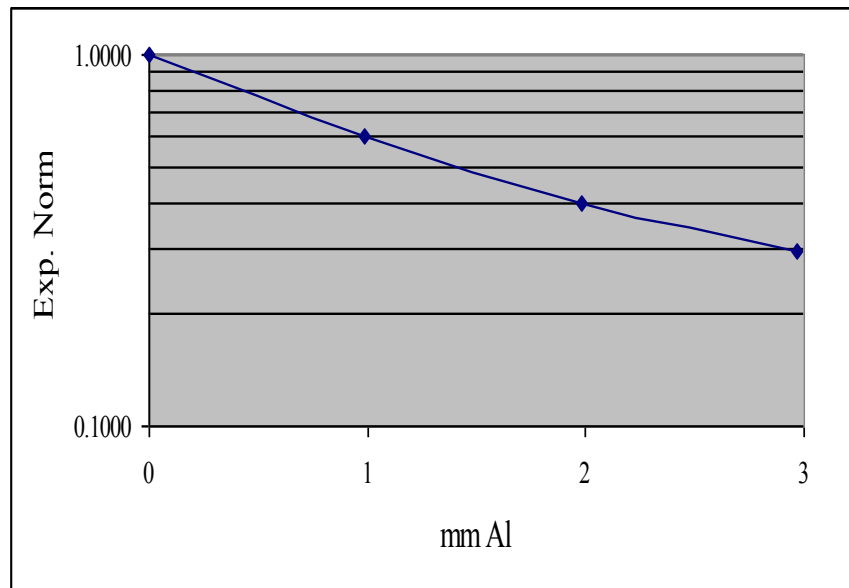


Figura N° II.5. Relación entre la filtración del equipo en mmAl. Con respecto a la fluencia de Rayos x normalizado

III. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

III.1. Niveles de Radiación

Los niveles calculados en las tablas II.2 y II.6 durante la inspección muestran que los niveles de las medidas ambientales y de la inspección realizada, con la carga de trabajo supuesta son inapreciables teniendo como resultado valores adecuados en general. La Tasa de Dosis medida tras la puerta de acceso de pacientes y/o personal en la sala, así como en los marcos de las mismas, se encuentran dentro de los valores de restricción para una operación continua.

En vista que se realizan exámenes en radiología dental empleando técnicas que implican un riesgo para el paciente por la dosis que recibe en este tipo de exámenes, se recomienda el uso de dispositivos de seguridad (mandil plomado, protector de tiroides, etc.).

Se ha observado desconocimiento por parte del personal con relación al uso de radiaciones ionizantes para fines de diagnóstico dental, por ello, se sugiere la implementación de cursos de capacitación de Protección radiológica y cultura de seguridad adecuados al personal.

III.2. Dosis Entrada Superficie

III.2.1. Radiología convencional

Los datos de las exploraciones han sido proporcionados por el tecnólogo que opera en la sala y corresponden a los valores medidos. Para la determinación de la dosis se ha tenido en cuenta el factor de retrodispersión, que puede aproximarse a 1.35 para estas exploraciones. Teniendo en cuenta que el rendimiento del tubo se encuentra en condiciones optimas.

Los valores de dosis de referencia para las pruebas de radiología convencional se encuentran en el Protocolo Español de Control de Calidad. No existen valores de dosis como niveles de referencia de dosis a la entrada del paciente para las exploraciones realizadas en la sala como articulaciones. Pero basándonos en los datos aproximados podemos decir que los niveles obtenidos son bajos comparados con los de referencia (Tabla III.1)

Tabla III.1

Procedimientos	Niveles de Referencia (mGy)	Valores Estimados (mGy)	Observaciones
Codo	-	0.0243	-
Rodilla	-	0.0763	-
Tórax PA	0.3	0.2216	-

III.2.2. En Radiografía Dental

En el Protocolo Español de Control de Calidad ⁽²⁾ se dice que en radiología dental intraoral se tomará 7 mGy como valor de referencia para radiografías periapicales y en el Protocolo de protección Radiológica de la Comunidad Europea¹² da una dosis Efectiva entre 3.85 y 30 μ Sv. A pesar de tener un equipo que no cumple con los niveles de tolerancia de los protocolos utilizados, los valores estimados de Dosis Entrada Superficie (DES) son aceptables según los protocolos de Dosimetría usados.

Tabla III.2

Procedimientos	Niveles de Referencia (mGy)	Valores Estimados (mGy)	Observaciones
Adulto	7	5.366	-

III.3. Control de Calidad

Las tolerancias permitidas en los parámetros que se han controlado son las especificadas en el Programa de Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico y en el Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. De esta forma se optimizaran las dosis recibidas por los pacientes, trabajador expuesto y público en general. De todas las pruebas realizadas, la única prueba que no cumple con la tolerancia respectiva es la desviación del Kilovoltaje del equipo dental como se muestra en la tabla II.9, si consideramos que este valor esté dentro de los parámetros permisibles por los protocolos, los niveles de Dosis entrada superficie (DES) serian mas bajos de los niveles de referencia calculados en la tabla III.2.

Asimismo, los resultados realizados en la evaluación de los sistemas de visualización en ambos negatoscopios nos da niveles de uniformidad por debajo del 68%, comparados con lo estimado en el Protocolo Español de Control de Calidad ($g < 70\%$) como se muestra en la tabla II.5; por tal motivo, los niveles de iluminancia del equipo se encuentran en óptimas condiciones.

IV. BIBLIOGRAFIA

1. Ortega Aramburu Xavier, Jorba Bisbal Jaime. “Las Radiación Ionizantes, su utilización y riesgos”. Barcelona: Institut de Tècniques Energètiques INTE 1994 primera edició.
2. Khan Faiz M. PhD, “The Physics of Radiation Therapy”. Minnesota: William & Wilkins, 1994 Segunda Edició.
3. Bushberg Jerrald T. PhD, Seibert J. Anthony PhD, Leidholdt Edwin M. Jr. PhD., Boone John M. PhD. “The Essential Physics of Medical Imaging”. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002 Segunda Edició.
4. Attix Frank Herbert, “Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry”. Wisconsin: Wiley Interscience Publication; 1986.
5. Poludniowski Gavin G. “Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets”. Med. Phys, 34 (6) 2007, pp 2175-2186.
6. R. D. Evans, “Radiative collisions of electrons with atomic nuclei,” in *The Atomic Nucleus* _McGraw-Hill, New York, 1955, pp. 601-631.
7. F. Verhaegen, A. E. Nahum, P. S. Van de, and Y. Namito, “Monte Carlo modeling of radiotherapy kV x-ray units” Phys. Med. Biol. 44 (1999), 1767- 1789.
8. Zaragoza Juan R. “Física e Instrumentación Médicas”. Barcelona: Ediciones científicas y Técnicas, S. A; 1992, segunda edició.
9. Organismo Internacional de Energía Atómica. “Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación”. Viena: OIEA; 1997.
10. Sociedad Española de Física Médica - Sociedad Española de Protección Radiológica. “Protocolo Español de Control de Calidad en radiodiagnóstico: Aspectos Técnicos”. Madrid: Edicomplet, 2002.
11. Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y Tecnología Nuclear en América Latina y el Caribe. “Protocolo de Control de Calidad en Dental. ARCAL XLIX” 2001.
12. “European guidelines on radiation protection in dental radiology”. ISBN 92-894-5958-1 © European Communities, 2004

ANEXO A

FORMATO: Para la evaluación de parámetros de evaluación en la instalación del equipo
generador de rayos x

JORNADA LABORAL EN LA SALA					
			RADIOGRAFIA	FLUOROSCOPIA	
JORNADA LABORAL DIARIA					
DIAS LABORADOS POR SEMANA					
EXAMENES MAS FRECUENTES					
Nro. PACIENTES / DIA					
KV MÁXIMO UTILIZADO / EXAMEN O DISPARO					
INTENSIDAD MÁXIMA / EXAMEN O DISPARO (INDICAR mA o mAs)					
TIEMPO MÁXIMO / EXAMEN O DISPARO (s)					
Nro MÁXIMO DE DISPAROS / PACIENTE					
DETALLES CONSTRUCTIVOS DE LA SALA					
INDICAR MATERIAL Y ESPESOR DE LAS BARRERAS (PAREDES) Y AREAS ADYACENTES A LA SALA:					
BARRERA	MATERIAL	BLINDAJE CONTINUO Y SIN FALLAS		ESPESOR (cm / mm Pb)	AREA ADYACENTE
		SI	NO		
A					
B					
C					
D					
PUERTA PLOMADA					
TECHO					
PISO					
DATOS SOBRE LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL TRABAJADOR EXPUESTO					
				SI	NO
EL TRABAJADOR EXPUESTO POSEE LICENCIA INDIVIDUAL OTORGADA POR LA AUTORIDAD NACIONAL					
EL TRABAJADOR EXPUESTO FRENTE A LOS ASPECTOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA MANTIENE UNA ACTITUD DE COMPLACENCIA Y/O CONFORMISMO					
EL TRABAJADOR EXPUESTO POSEE CONOCIMIENTOS ADECUADOS FORMALES SOBRE CULTURA DE SEGURIDAD, PROTECCIÓN RADIOLÓGICA Y CONTROL DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO					
LOS PROCEDIMIENTOS REALIZADOS POR EL TRABAJADOR EXPUESTO SE MUESTRAN INADECUADOS, LO QUE PROPENDEN A OCASIONAR DOSIS INDEBIDAS EN PACIENTES Y PUBLICO					
EXISTE UN MANUAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA					
EL MANUAL DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, ESTA SIENDO IMPLEMENTADO ADECUADAMENTE					
LOS EXÁMENES RADIOLÓGICOS SON REALIZADOS CON UNA PRESCRIPCIÓN ORDENADA POR EL PROFESIONAL CORRESPONDIENTE					
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS QUE LABORAN EN EL SERVICIO SON MAYORES DE 18 AÑOS					
TODOS LOS TRABAJADORES EXPUESTOS QUE REALIZAN SUS ACTIVIDADES EN ÁREAS CONTROLADAS SON SOMETIDOS A UN PROGRAMA DE VIGILANCIA RADIOLÓGICA INDIVIDUAL (USO DE DOSÍMETROS).					
TODOS LOS TRABAJADORES QUE LABORAN EN ÁREAS SUPERVISADAS SU EXPOSICIÓN OCUPACIONAL ES EVALUADA EN BASE A LOS RESULTADOS DE LA VIGILANCIA RADIOLÓGICA					

DEL LUGAR DE TRABAJO (DOSIMETRIA DE AREA)							
EL PERSONAL EN ADIESTRAMIENTO EN EL SERVICIO ES MAYOR DE EDAD, ES CONSIDERADO COMO TRABAJADOR EXPUESTO Y CUMPLE CON TODA LAS RESTRICCIONES Y REQUISITOS EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA.							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS SON INFORMADOS DE LOS RESULTADOS DE LAS DOSIS RECIBIDAS MENSUALMENTE (REPORTE DOSIMÉTRICO). LAS DOSIS ELEVADAS SON INVESTIGADAS.							
DESPUÉS DE LA JORNADA DE TRABAJO LOS DOSÍMETROS SON GUARDADOS EN UN LOCAL SEGURO, ADECUADO							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS SON SOMETIDOS A VIGILANCIA MEDICA							
DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN RADIOLOGICA							
DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PARA EL PACIENTE							
						SI	NO
SE CUENTA CON DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN NECESARIOS EN NUMERO							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS TIENEN CONOCIMIENTO DE LA EXISTENCIA DE ESTOS DISPOSITIVOS PARA LOS PACIENTES							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS AL REALIZAR LOS EXAMENES COLOCAN A LOS PACIENTES LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN							
LOS DISPOSITIVOS SE ENCUENTRAN EN LUGARES APROPIADOS Y SEGUROS							
SE REALIZAN PRUEBAS DE VERIFICACIÓN DE ESTADO DE LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCION							
SE GUARDAN ADECUADAMENTE DESPUÉS DE USARLOS							
INSPECCION VISUAL DE LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN PARA EL PACIENTE							
DISPOSITIVOS	DISPONIBLE EN LA SALA		CANTIDAD			ESPESOR (Pb mm)	OBSERVACION
	SI	NO	BUEN ESTADO	MAL ESTADO	TOTAL		
MANDIL PLOMADO							
GUANTES PLOMADOS							
COLLARIN (PROTECTOR DE TIROIDES)							
PROTECTOR DE GONADAS (NIÑOS Y ADULTOS)							
DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN PARA EL TRABAJADOR EXPUESTO							
						SI	NO
SE CUENTA CON DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN NECESARIOS EN NUMERO							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS TIENEN CONOCIMIENTO DE LA EXISTENCIA DE ESTOS DISPOSITIVOS PARA SU SEGURIDAD							
LOS DOSÍMETROS INDIVIDUALES SON USADOS EN FORMA ADECUADA Y CORRECTA							
LOS TRABAJADORES EXPUESTOS AL REALIZAR SUS ACTIVIDADES HACEN USO DE ESTOS DISPOSITIVOS							
NO USAN LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN POR:							
a. DESCONOCIMIENTO DE SU EXISTENCIA							
b. DESCONOCIMIENTO DE SU USO							
c. LES INCOMODA							
d. NO LOS NECESITAN							
LOS DISPOSITIVOS SE ENCUENTRAN EN LUGARES APROPIADOS Y SEGUROS							
SE REALIZAN PRUEBAS DE VERIFICACIÓN DE ESTADO DE LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCION							
SE GUARDAN ADECUADAMENTE DESPUÉS DE USARLOS							

INSPECCION VISUAL DE LOS DISPOSITIVOS DE PROTECCIÓN PARA EL TRABAJADOR EXPUESTO							
DISPOSITIVOS	DISPONIBLE EN LA SALA		CANTIDAD			ESPESOR (Pb mm)	OBSERVA CION
	SI	NO	BUEN ESTADO	MAL ESTADO	TOTAL		
MANDILES POMADOS (GRAFIA Y ESCOPIA*)							
GUANTES POMADOS (ESCOPIA)							
COLLARIN (PROTECTOR DE TIROIDES) PARA ESCOPIA							
DOSÍMETRO INDIVIDUAL DE MUÑECA (ESCOPIA)							
DOSÍMETRO INDIVIDUAL (GRAFIA Y ESCOPIA)							

ANEXO B

FORMATO: Para la evaluación de los diferentes exámenes que se realizan en el servicio de Radiología con sus respectivos parámetros técnicos a evaluar.

FORMULARIO: DATOS PARA EVALUACION DE PARAMETROS TECNICOS

SALA:								
Exploración	Dirección del haz	Exp/sem	kV	Disp/Exp (G)	mAs (G)	t seg (G)	mA (E)	t min (E)
Manos	Suelo							
Muñeca-brazo	Suelo							
Pie	Suelo							
Tobillo-pierna	Suelo							
Muslo	Suelo							
Cadera AP	Suelo							
Cadera LAT	Suelo							
Abdomen	Suelo							
C. Dorsal AP	Suelo							
C. Dorsal LAT	Suelo							
C. Lumbar AP	Suelo							
C. Lumbar LAT	Suelo							
C. Cervical AP	Pared							
C. Cervical LAT	Pared							
Cráneo AP	Pared							
Cráneo LAT	Pared							
Senos	Pared							
Tórax PA	Pared							
Tórax LAT	Pared							
Húmero-Hombro AP	Pared							
Húmero-Hombro LAT	Pared							
Incisivo								
Molar								
Premolar								

ANEXO C

FORMATO: Para la evaluación de la **dosimetría en pacientes**

CENTRO:

SALA:

Tipo de Exploración							
Proyección AP/PA/LAT/O							
Identificación N°							
Sexo							
Edad							
Peso							
Altura							
kV							
mA							
ms							
mAs							
Distancia Foco Piel							
Dirección del Haz							
Radiología valida (si/no)							
Si no es especificar							

Persona que proporciona los datos:

Nombre y apellidos:

Categoría profesional (FM/TER/Médico):

ANEXO D

FORMATO: Para la evaluación de los **Negatoscopios**

Fecha: _____

DATOS DE IDENTIFICACIÓN

Hospital: _____

Servicio: _____ Ubicación: _____

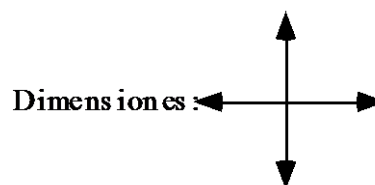
Marca y Modelo: _____

Fecha de adquisición: _____

Utilización: Previa ☐

Informes ☐


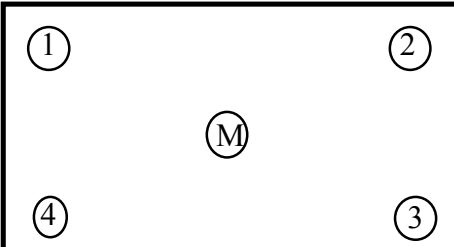
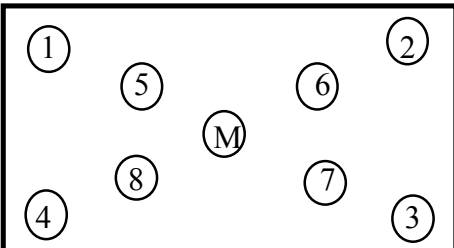
Nº de cuerpos : _____



INSPECCIÓN VISUAL	Cuerpo 1	Cuerpo 2	Cuerpo 3	Cuerpo 4	Cuerpo 5
Uniformidad (si/no)					
Tubos apagados (si/no)					
Color de los tubos					
Color del negatoscopio					
Parpadeos (si/no)					

ILUMINACIÓN AMBIENTAL: (a 100 cm. del centro del negatoscopio apagado)

MEDIDAS DE ILUMINACIÓN (lux)

	PTO.	CUERPO				
		1	2	3	4	5
	1					
	2					
	3					
	4					
	5					
	6					
	7					
	8					
	M					

OBSERVACIONES

Personal que realizan la inspección: _____

Tiempo aproximado invertido: _____

Próxima revisión: _____

Fecha y firma: _____